L'influence des mouvements posturaux des violoncellistes sur leur expressivité musicale

Jocelyn Rozé

▶ **To cite this version:**

Jocelyn Rozé. L'influence des mouvements posturaux des violoncellistes sur leur expressivité musicale. Acoustique [physics.class-ph]. Cnrs, 2017. Français. NNT : . tel-01738268

HAL Id: tel-01738268
https://theses.hal.science/tel-01738268

Submitted on 20 Mar 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Aix-Marseille Université
ED353 - Sciences pour l'ingénieur : Mécanique, Physique, Micro et Nanoélectronique

PRISM (Perception, Representations, Image, Sound, Music)
CNRS - AMU, FRE 2006

T H È S E

Présentée pour obtenir le grade universitaire de Docteur

Discipline : Acoustique

Soutenue par
Jocelyn Rozé

L'influence des mouvements posturaux des violoncellistes sur leur expressivité musicale

Soutenance prévue le 27 octobre 2017 devant le jury composé de :

Claudia Fritz	Université Pierre et Marie Curie, Paris	-	*Rapportrice*
Marcelo Wanderley	McGill University, Montreal	-	*Rapporteur*
Rolf Inge Godøy	University of Oslo	-	*Examinateur*
Jean-Louis Vercher	Aix-Marseille Université, CNRS, ISM	-	*Examinateur*
Sølvi Ystad	PRISM, CNRS-AMU, Marseille	-	*Directrice*

Remerciements

Avant de présenter ce travail de thèse, je souhaiterais remercier toutes les personnes ayant contribué de près ou de loin à la réalisation de ce projet. A commencer par mes parents pour leur soutien indéfectible, qui ont toujours su garder foi en moi malgré des choix de vie différents de leurs prévisions. Merci aussi à Pascal Gobin, professeur d'électroacoustique au conservatoire de Marseille, sans qui je n'aurais jamais eu connaissance des opportunités de recherche en acoustique instrumentale. Cela faisait longtemps en effet que je nourrissais l'envie de pouvoir mettre mes compétences scientifiques au service d'un instrument de musique devenu ma passion depuis huit ans maintenant : le violoncelle. L'opportunité m'en a été donnée grâce à l'équipe très chaleureuse de chercheurs qui m'ont accueilli et fait confiance pour entreprendre ce projet de thèse : ma directrice de thèse tout d'abord, Sølvi, dont la bonne humeur et patience à mon égard ont toujours été d'un grand soutien, surtout dans les périodes initiales et finales de la thèse... Richard ensuite, dont l'expérience et la justesse de raisonnement, m'ont bien souvent laissé admiratif. Et bien sûr Mitsuko dont les capacités d'écoute réactive et les point de vue avisés m'ont énormément apporté, notamment lors de la rédaction des articles scientifiques. Merci vraiment à cette équipe de trois encadrants aux grandes qualités humaines, pour être si investis, passionnés et ouverts sur les autres. A propos de qualité humaine, j'adresse un remerciement tout particulier à Pascal Campion de l'école doctorale ED353, pour son excellente écoute, ses précieux conseils et sa compréhension des fragilités individuelles.

Un grand merci également aux collègues du mouvement à l'ISM (Institut des Sciences du Mouvement) pour avoir collaboré à la réflexion et la réalisation concrète de l'expérience menée dans cette thèse : Christophe Bourdin tout d'abord, pour son aide sur les besoins de l'analyse, les outils et l'interprétation des résultats du mouvement. Et bien sûr Delphine, Marvin et Thelma, pour leurs supports et conseils indispensables au calibrage des outils, les enregistrements et traitements des données de son et mouvement.

Je voudrais ensuite remercier chaleureusement tous les violoncellistes professionnels qui ont accepté de donner de leur temps pour participer à l'expérience de cette thèse, à savoir par ordre de passage : Marine Rodallec, Jean-Florent Gabriel, François Torrésani, Véronique Gueirard, Bernard Amrani, Adeline Lecce, Daniele Schon et Catherine Marchand. Tous ont joué le jeu jusqu'au bout malgré des conditions d'interprétation pour le moins inhabituelles et parfois éprouvantes physiquement (plus de trois heures d'expérience quand même...). Sans leur participation et bonne volonté, rien n'aurait été évidemment possible, et cela permet aujourd'hui d'apporter - je l'espère - quelques ébauches de réponse aux questionnements fondant les investigations menées dans cette thèse. J'adresse un remerciement particulier à mon luthier, André Sakellaridès, dont la gentillesse et la générosité m'ont permis de ne pas avoir un violoncelle cassé le jour de l'expérimentation... Un grand merci également aux jeunes violoncellistes du conservatoire de Marseille et de l'école de musique *lamicello* à la Valentine, qui se sont prêtés aux tests d'écoute sur la qualité des sons de violoncelle. Je souhaiterais leur dédier mon article, accepté au mois de mars dans le journal d'acoustique JASA (Journal of the Acoustical Society of America), et dont la solidité des résultats perceptifs est entièrement due à la qualité de leur contribution.

Enfin, je remercie mes compagnons de travail sur ces cinq années passées au laboratoire : Lennie, Thomas, Antoine, Gaëtan, Laurent, Ichrak, Olivier, Etienne, Simon, Adrien, Asma, Camille, les deux Charles, sans oublier Thierry (dit le bourreau). Merci pour vos sympatiques présences et belles personnalités, mais surtout pour m'avoir accepté tel que je suis avec mon sens particulier du contact social. Je pense avoir bien appris en votre compagnie et progressé à tous les niveaux, malgré pas mal d'obstacles aussi bien techniques que psychologiques. La route est encore longue mais comme dit la citation de David le Breton : *Qu'importe l'issue du chemin quand seul compte le chemin parcouru...*

Quelques phrases extraites de l'excellent livre *"Le violon intérieur"* de Dominique Hoppenot [Hoppenot 1981] :

Pour répéter inlassablement tel geste ou telle formule rythmique, pour s'attaquer durant des heures à des problèmes de sonorité ou de style, il faut qu'une véritable passion nourrisse la patience, il faut qu'une charge affective sans-cesse renouvelée incite à toujours plus de finesse et de subtilité.

Grâce à son architecture interne, le corps, cessant d'être un obstacle, jouera comme chez les chanteurs le rôle d'une véritable caisse de résonance, d'un fidèle amplificateur de nos émotions musicales.

En créant un équilibre général, à l'intérieur duquel chaque élément peut varier, on est assuré de libérer les circuits par lesquels s'écoule l'énergie, de faciliter au maximum toutes les opérations gestuelles, de les rendre naturelles et sans entraves, afin que l'expression musicale soit spontanée et passe à travers une sensibilité nerveuse et tactile préservée de tout blocage.

Sans affectivité, point d'expressivité...

Cette thèse est dédiée à mi petite Caro

Table des matières

I Introduction et état de l'art **1**

1 Introduction **2**

1.1 Le corps et la musique . . . 2
1.1.1 Le mal du violon . . . 2
1.1.1.1 Du corps oublié... . . . 2
1.1.1.2 ... Aux sensations retrouvées . . . 3
1.1.2 L'incarnation musicale . . . 3
1.1.2.1 Le chant intérieur . . . 3
1.1.2.2 L'action incarnée . . . 4
1.2 Usage et fonctionnement du musicien . . . 4
1.2.1 L'unité de l'être . . . 4
1.2.1.1 De la dichotomie corps/esprit... . . . 4
1.2.1.2 ... A l'usage de soi . . . 5
1.2.2 Conception et expérience . . . 6
1.2.2.1 La perception sensorielle . . . 6
1.2.2.2 Le processus de jeu . . . 7
1.2.2.3 Influence de la physiologie sur le jeu . . . 9
1.2.2.4 Les vertus de l'inhibition . . . 10
1.3 Organisation de la thèse . . . 11

2 Etat de l'art **14**

2.1 Acoustique du violoncelle . . . 15
2.1.1 Caractéristiques de l'instrument . . . 15
2.1.1.1 Aspect descriptif . . . 15
2.1.1.2 Aspect opératoire . . . 17
2.1.1.3 Paramètres de contrôle de l'archet . . . 17
2.1.1.4 Modes de jeu . . . 18
2.1.2 Fonctionnement vibratoire . . . 18
2.1.2.1 Mécanisme de vibration de la corde . . . 18
2.1.2.2 Diagramme de Schelleng . . . 19
2.1.3 Effets des paramètres physiques sur la vibration et le son . . . 22
2.1.3.1 Effets de la force d'archet . . . 22
2.1.3.2 Effets de la vitesse d'archet . . . 22
2.1.4 Effets des transitoires d'attaque sur le son . . . 23
2.1.4.1 Transitoire du régime de Helmholtz . . . 23
2.1.4.2 Trois régimes transitoires *pré-Helmholtz* . . . 24
2.1.5 Modélisations physique et acoustique . . . 26
2.1.5.1 Modèles physique versus signal . . . 26
2.1.5.2 Approche physique : les guides d'onde . . . 26
2.1.5.3 Approche signal : l'analyse/synthèse . . . 27
2.1.6 Synthèse sonore par séparation source/filtre . . . 28
2.1.6.1 Le principe . . . 28

2.1.6.2 Le contrôle . . . 29
2.1.7 Analyse sonologique des gestes . . . 29
2.1.7.1 Acquisition indirecte des gestes . . . 29
2.1.7.2 Décodage des gestes dans la dynamique du son . . . 31
2.1.7.3 Décodage des gestes instrumentaux dans le timbre du son . . . 31
2.1.7.4 Décodage des gestes ancillaires dans le timbre du son . . . 32
2.1.8 Perception de la qualité sonore . . . 32
2.1.8.1 Notion de qualité sonore . . . 32
2.1.8.2 Structure et analyse du timbre . . . 33
2.1.8.3 Descripteurs et espaces de timbre . . . 34
2.1.8.4 Conduite expressive du son . . . 35
2.2 L'expressivité musicale . . . 36
2.2.1 Une question de variations . . . 36
2.2.2 Les variations dues à la structure musicale . . . 37
2.2.3 Les variations dues à l'intention émotionnelle . . . 39
2.3 Taxonomie du geste musical . . . 40
2.3.1 Trois types de gestes musicaux . . . 40
2.3.1.1 Les fonctions du geste . . . 40
2.3.1.2 Relations inter-fonctionnelles . . . 40
2.3.2 Analogies avec la parole . . . 40
2.3.2.1 Communication non-verbale . . . 40
2.3.2.2 Coarticulation gestes/parole . . . 41
2.3.2.3 Synchronisation des structures syntaxiques . . . 41
2.3.2.4 Proportion de gestes pour l'expressivité . . . 41
2.3.3 Taxonomie actuelle . . . 42
2.3.3.1 Dichotomie instrumental/ancillaire . . . 42
2.3.3.2 Fonctions des deux catégories de geste . . . 42
2.3.3.3 Deux catégories supplémentaires . . . 43
2.4 Les gestes instrumentaux . . . 43
2.4.1 Typologie du geste instrumental . . . 43
2.4.1.1 Classification tripartite . . . 43
2.4.1.2 Cas du violoncelliste . . . 43
2.4.2 Extensions du geste instrumental . . . 44
2.4.2.1 Gestes de production sonore . . . 44
2.4.2.2 Cas du violoncelliste . . . 44
2.5 Les gestes ancillaires . . . 44
2.5.1 Gestalt du musicien . . . 44
2.5.1.1 Interdépendance des gestes musicaux . . . 44
2.5.1.2 Action orientée de la gestalt . . . 45
2.5.2 Action musicale incarnée . . . 45
2.5.2.1 Principe d'énaction . . . 45
2.5.2.2 Incorporation musicale . . . 46
2.5.2.3 Métaphores du geste musical . . . 46
2.5.3 Facteurs et fonctions . . . 46
2.5.3.1 Typologie du geste ancillaire . . . 46
2.5.3.2 Facteurs ergonomiques et physiologiques . . . 47
2.5.3.3 Facteurs structurels . . . 47

2.5.3.4 Facteurs interprétatifs . . . 48
2.5.4 Influence perceptive . . . 49
2.5.4.1 Perception de la modalité visuelle . . . 49
2.5.4.2 Perception des émotions et de la tension musicale . . . 49
2.5.4.3 Problèmes perceptifs posés par l'excès de gestes ancillaires . . . 50
2.6 Coarticulation et rythmique . . . 51
2.6.1 Le sens rythmique . . . 51
2.6.1.1 Rythme et corps . . . 51
2.6.1.2 Elan corporel . . . 51
2.6.1.3 Impulsion de mouvement . . . 51
2.6.2 Principes fondateurs du rythme . . . 52
2.6.2.1 Subdivision et pulsation . . . 52
2.6.2.2 Temps spatial et temps musical . . . 52
2.6.2.3 Anticipation rythmique . . . 53
2.6.3 La coarticulation . . . 54
2.6.3.1 Processus génératif . . . 54
2.6.3.2 Alphabet gestuel . . . 54
2.6.3.3 Postures cibles . . . 55
2.6.3.4 Anticipation corporelle . . . 55
2.6.3.5 Coarticulation et coordination . . . 56
2.6.4 Rythme et gestes ancillaires . . . 57
2.6.4.1 Encodage rythmique ancillaire . . . 57
2.6.4.2 Décodage rythmique ancillaire . . . 58
2.7 Mécanismes neurophysiologiques de la perception musicale . . . 60
2.7.1 Processus miroirs . . . 60
2.7.1.1 Neurones miroirs . . . 60
2.7.1.2 Circuits miroirs de l'énaction . . . 60
2.7.2 Modes de fonctionnement du schéma corporel . . . 60
2.7.2.1 Notion de schéma corporel . . . 60
2.7.2.2 Mode de contrôle pro-actif . . . 61
2.7.2.3 Mode de contrôle rétro-actif . . . 62
2.7.3 Sens kinesthésique et perception musicale . . . 63
2.7.3.1 Notion de kinesthésie . . . 63
2.7.3.2 Système proprioceptif . . . 63
2.7.3.3 Système vestibulaire . . . 64
2.8 Contrôle postural et moteur du violoncelliste . . . 65
2.8.1 Flexibilité de l'activité posturale . . . 65
2.8.2 Fonction posturale d'équilibration . . . 65
2.8.2.1 Un soutien antigravitaire . . . 65
2.8.2.2 Equilibration verticale . . . 66
2.8.2.3 Stabilisation posturale . . . 66
2.8.3 Fonction posturale directionnelle . . . 66
2.8.3.1 Une orientation coordonnée au mouvement . . . 66
2.8.3.2 Une chaîne de support postural . . . 67
2.8.4 Coordination motrice . . . 67
2.8.4.1 Contrôle des degrés de liberté . . . 67
2.8.4.2 Stratégies de coordination . . . 68

2.8.5 Posture assise . . . 69
2.8.5.1 Un rapport à la verticale . . . 69
2.8.5.2 Recherche de l'assise . . . 69
2.8.6 Symbiose corps/instrument . . . 70
2.8.6.1 Une incarnation instrumentale . . . 70
2.8.6.2 Un équilibre de forces . . . 71
2.8.7 Contrôle primaire . . . 72
2.8.7.1 Référentiels posturaux . . . 72
2.8.7.2 Directions primaires . . . 73
2.8.8 Tonicité musculaire . . . 74
2.8.8.1 La distribution du tonus . . . 74
2.8.8.2 Le principe du moindre effort . . . 75
2.8.8.3 Tonus et directions primaires . . . 76
2.8.9 Stratégies posturales . . . 77
2.8.9.1 Trois types d'ajustement posturaux . . . 77
2.8.9.2 Ajustements posturaux d'anticipation . . . 78
2.8.9.3 Ajustements posturaux d'accompagnement . . . 79
2.8.9.4 Ajustements posturaux de réaction . . . 81

II Design expérimental et pré-traitements sur les données 82

3 Design et protocole expérimental 83
3.1 Participants . . . 83
3.2 Appareillage technique . . . 84
3.2.1 Capture de données de posture globale . . . 84
3.2.2 Capture de données de mouvement biologique . . . 85
3.2.2.1 Système de capture du mouvement . . . 85
3.2.2.2 Calibrage du système . . . 86
3.2.3 Capture de données acoustiques et vidéo . . . 86
3.2.3.1 Données audio . . . 86
3.2.3.2 Données vidéo . . . 87
3.2.4 Capture de la force d'archet . . . 87
3.2.5 Synchronisation des données . . . 87
3.3 Matériel expérimental . . . 88
3.3.1 Dispositifs d'immobilisation posturale . . . 88
3.3.2 Partitions musicales . . . 89
3.3.3 Facteurs expérimentaux . . . 90
3.4 Protocole expérimental . . . 91
3.4.1 Conditions posturales . . . 91
3.4.2 Déroulement expérimental . . . 91

4 Pré-traitements et stockage des données 94
4.1 Base de données son et mouvement . . . 94
4.1.1 Architecture de la base . . . 94
4.1.2 Segmentation manuelle des parties . . . 95
4.2 Pré-traitement des données acoustiques . . . 95
4.2.1 Découpage en fenêtres . . . 96

4.2.2 Transformée de Fourier glissante . . . 96
4.2.3 Autocorrélation spectrale . . . 98
4.2.4 Détection du pic d'autocorrélation . . . 98
4.2.5 Segmentation des notes par suivi de fréquence . . . 100
4.2.5.1 Suivi fréquentiel . . . 100
4.2.5.2 Suivi temporel . . . 100
4.3 Pré-traitement des données de mouvement . . . 101
4.3.1 Création des fichiers C3D . . . 101
4.3.1.1 Labélisation . . . 101
4.3.1.2 Remplissage . . . 102
4.3.2 Exploitation des fichiers C3D et stockage en base . . . 104
4.3.2.1 Création des modèles de Dempster . . . 104
4.3.2.2 Segmentation et stockage des modèles de Dempster . . . 105

III Influence posturale du violoncelliste sur son équilibre et le phrasé musical 108

5 Posture et mouvements corporels 109
5.1 Contexte de l'étude . . . 109
5.2 Caractérisation globale de la posture . . . 110
5.2.1 Fonctionnement de la plateforme . . . 110
5.2.2 Calcul du centre de Pression (COP) . . . 111
5.2.3 Descripteurs posturaux liés au COP . . . 112
5.2.3.1 Aire de l'ellipse du COP . . . 112
5.2.3.2 Orientation de l'ellipse du COP . . . 113
5.2.3.3 Excentricité de l'ellipse du COP . . . 113
5.2.4 Influence des contraintes posturales sur le COP . . . 114
5.2.4.1 Construction et représentation d'ellipses COP moyennes . . . 114
5.2.4.2 Démarche d'analyses statistiques . . . 114
5.2.4.3 Influence des contraintes sur l'aire d'ellipse COP . . . 116
5.2.4.4 Influence des contraintes sur l'orientation d'ellipse COP . . . 116
5.2.4.5 Influence des contraintes sur l'excentricité d'ellipse COP . . . 118
5.2.5 Discussion . . . 120
5.2.5.1 Sur les aires d'ellipses moyennes . . . 120
5.2.5.2 Sur les excentricités d'ellipses moyennes . . . 121
5.3 Coordination entre posture et mouvements . . . 122
5.3.1 Définition des chaînes corporelles . . . 122
5.3.2 Descripteur de contribution segmentale au COP . . . 123
5.3.2.1 Méthode fréquentielle par calcul des périodicités . . . 123
5.3.2.2 Définition du descripteur . . . 124
5.3.2.3 Évolution du descripteur en mode d'archet *détaché* . . . 125
5.3.2.4 Évolution du descripteur en mode d'archet *legato* . . . 125
5.3.3 Influence des contraintes posturales sur la contribution segmentale au COP . . . 127
5.3.3.1 Démarche d'analyse . . . 127
5.3.3.2 Tendances intra-sujets . . . 129
5.3.3.3 Tendances inter-sujets . . . 129
5.3.3.4 Discussion . . . 131

6 Mouvements, rythme et phrasé musical 133
6.1 Extraction de la métrique des mouvements . . . 133
6.1.1 Définition d'une grille métrique de la partition . . . 134
6.1.2 Association des périodicités corporelles aux niveaux métriques . . . 135
6.2 Etude du couplage tronc/archet . . . 135
6.2.1 Descripteur de couplage . . . 135
6.2.2 Evolution du descripteur en mode d'archet *détaché* . . . 135
6.2.3 Evolution du descripteur en mode d'archet *legato* . . . 136
6.2.4 Influence des contraintes posturales sur le couplage tronc/archet . . . 138
6.2.4.1 Démarche d'analyse . . . 138
6.2.4.2 Tendances intra-sujets . . . 138
6.2.4.3 Tendances inter-sujets . . . 138
6.3 Etude métrique . . . 142
6.3.1 Descripteur de centroïde métrique . . . 142
6.3.2 Evolution du descripteur en mode d'archet *détaché* . . . 142
6.3.3 Evolution du descripteur en mode d'archet *legato* . . . 144
6.3.4 Influence des contraintes posturales sur la métrique . . . 144
6.3.4.1 Démarche d'analyse . . . 144
6.3.4.2 Tendances intra-sujets . . . 144
6.3.4.3 Tendances inter-sujets . . . 147
6.3.5 Discussion . . . 147
6.3.5.1 La cohésion métrique . . . 147
6.3.5.2 Relations entre durées de séquence et unités de centroïde métriques . . . 149
6.4 Effets de la posture sur le phrasé musical . . . 153
6.4.1 Altérations rythmiques du phrasé musical . . . 153
6.4.1.1 Influences de l'élan corporel sur le rythme . . . 153
6.4.1.2 Descripteur de variation rythmique . . . 153
6.4.1.3 Représentation des déviations de tempo . . . 154
6.4.1.4 Influence des contraintes sur les variations rythmiques . . . 156
6.4.1.5 Discussion . . . 158
6.4.2 Altérations spectrales du phrasé musical . . . 160
6.4.2.1 Descripteur de variation spectrale . . . 160
6.4.2.2 Représentation des dispersions spectrales . . . 162
6.4.2.3 Influence des contraintes sur les variations spectrales . . . 162
6.4.3 Altérations des vitesses d'archet dans le phrasé musical . . . 166
6.4.3.1 Descripteur de variation de vitesses d'archet . . . 166
6.4.3.2 Représentation des vitesses de l'archet . . . 167
6.4.3.3 Influence des contraintes sur les vitesses d'archet . . . 167

IV Influence posturale du violoncelliste sur la qualité sonore 171

7 Caractérisation du décharnement acoustique 172
7.1 Contexte de l'étude . . . 173
7.1.1 Hypothèses . . . 173
7.1.2 Elaboration du corpus . . . 173
7.2 Caractérisation par masque de Gabor . . . 175

7.2.1 Construction mathématique des masques de Gabor . . . 175
7.2.1.1 Transformées de Gabor . . . 175
7.2.1.2 Multiplicateurs et masques de Gabor . . . 176
7.2.2 Implémentation d'un masque de Gabor . . . 177
7.3 Identification des descripteurs du décharnement . . . 178
7.3.1 Descripteurs spectraux . . . 178
7.3.1.1 Descripteur de brillance . . . 178
7.3.1.2 Descripteur de transfert de l'énergie spectrale . . . 179
7.3.1.3 Descripteur de zone formantique . . . 180
7.3.2 Descripteurs temporels . . . 181
7.3.2.1 Descripteur de temps d'attaque . . . 181
7.3.2.2 Descripteur de pente d'attaque . . . 183
7.3.3 Descripteur spectro-temporel . . . 183
7.3.4 Validation des descripteurs sur le plan signal . . . 184
7.4 Construction d'un modèle perceptif du décharnement . . . 186
7.4.1 Participants . . . 186
7.4.2 Continua de stimuli . . . 186
7.4.3 Procédure des tests d'écoute . . . 187
7.4.4 Analyse des données . . . 187
7.4.4.1 Modélisation du problème . . . 187
7.4.4.2 Implémentation d'une régression multiple . . . 188
7.4.5 Résultats . . . 189
7.4.6 Discussion . . . 190
7.4.7 Effets des contraintes posturales sur le modèle de décharnement . . . 192
7.4.7.1 Pour le corpus de l'étude . . . 192
7.4.7.2 Pour le corpus de la base de données . . . 193
7.5 Contrôle par la synthèse du décharnement perçu . . . 194
7.5.1 Sélection des descripteurs de contrôle . . . 194
7.5.2 Corpus de stimuli . . . 195
7.5.2.1 Paramétrage d'enveloppe spectrale . . . 195
7.5.2.2 Paramétrage d'enveloppe temporelle . . . 196
7.5.2.3 Création du corpus par synthèse croisée . . . 196
7.5.3 Espace perceptif de décharnement . . . 199
7.5.3.1 Participants . . . 199
7.5.3.2 Procédure des tests d'écoute . . . 199
7.5.3.3 Analyse des données . . . 199
7.5.3.4 Résultats . . . 201
7.5.4 Discussion . . . 202
7.5.4.1 Corrélats acoustiques de la première dimension . . . 202
7.5.4.2 Corrélats acoustiques de la deuxième dimension . . . 204
7.5.4.3 Corrélats acoustiques de la troisième dimension . . . 204
7.5.5 Conclusions . . . 205

8 Contrôle moteur et décharnement du son **206**
8.1 Etude du geste d'archet associé au décharnement . . . 206
8.1.1 Hypothèses . . . 207

8.1.2 Effets des contraintes posturales sur la relation entre vitesse d'archet et décharnement acoustique . . . 207
8.1.2.1 Réduction du corpus d'étude . . . 207
8.1.2.2 Descripteur gestuel . . . 207
8.1.2.3 Sélection des descripteurs acoustiques . . . 208
8.1.2.4 Effets sur le corpus réduit de l'étude . . . 208
8.1.2.5 Effets sur le corpus de la base de données . . . 209
8.1.3 Corrélations geste-son globales . . . 210
8.1.3.1 Méthodologie . . . 211
8.1.3.2 Résultats . . . 211
8.1.3.3 Discussion . . . 211
8.1.4 Corrélations geste-son canoniques . . . 212
8.1.4.1 Méthodologie . . . 212
8.1.4.2 Résultats . . . 213
8.1.4.3 Discussion . . . 213
8.1.5 Corrélations geste-son fonctionnelles . . . 215
8.1.5.1 Modélisation de descripteurs fonctionnels . . . 215
8.1.5.2 Extraction fonctionnelle des corrélations . . . 217
8.1.5.3 Résultats . . . 218
8.1.5.4 Discussion . . . 219
8.2 Etude du contrôle moteur associé au décharnement . . . 223
8.2.1 Déplacements spatiaux absolus . . . 223
8.2.1.1 Descripteur de quantité de mouvement (QoM) . . . 223
8.2.1.2 QoM sur le corpus réduit du décharnement . . . 224
8.2.1.3 QoM sur le corpus de la base de données . . . 226
8.2.2 Déplacements spatiaux relatifs . . . 226
8.2.2.1 Extraction de mouvements principaux . . . 227
8.2.2.2 PCA sur le corpus réduit du décharnement . . . 228
8.2.2.3 PCA sur le corpus de la base de données . . . 230
8.2.3 Déplacements angulaires . . . 232
8.2.3.1 Définition des angles corporels . . . 233
8.2.3.2 Descripteurs angulaires . . . 234
8.2.3.3 Descripteurs angulaires sur le corpus réduit du décharnement . . . 234
8.2.3.4 Descripteurs angulaires sur le corpus de la base de données . . . 238
8.2.4 Relation entre les déplacements angulaires corporels et la vitesse d'archet . . . 243
8.2.4.1 Méthodologie . . . 243
8.2.4.2 Sur le corpus réduit du décharnement . . . 244
8.2.4.3 Sur le corpus de la base de données . . . 247
8.2.5 Discussion générale . . . 247

V Conclusion et perspectives 252

9 Conclusion 253
9.1 Synthèse de l'étude . . . 253
9.1.1 Contexte . . . 253
9.1.2 Méthodologie . . . 253

9.1.3 Résultats . . . 254
9.1.3.1 Résultats centraux . . . 254
9.1.3.2 Résultats d'analyse extrinsèque . . . 255
9.1.3.3 Résultats d'analyse intrinsèque . . . 257
9.2 Perspectives . . . 259
9.2.1 Dans la continuité de cette recherche sur les violoncellistes . . . 259
9.2.1.1 Lien entre posture et coarticulation du phrasé musical . . . 259
9.2.1.2 Lien entre posture et neurophysiologie . . . 260
9.2.1.3 Lien entre posture et émotions . . . 261
9.2.2 Dans les domaines de la danse et du médical . . . 262
9.2.2.1 La posture et le tango . . . 262
9.2.2.2 Le tango et la maladie de Parkinson . . . 263

A Questionnaires de fin de session posturale 266
A.1 Fin de la session posturale "Normale" (N) . . . 266
A.1.1 Ressenti de la consigne . . . 266
A.1.2 Influence sur les mouvements . . . 266
A.1.3 Influence sur le son . . . 266
A.2 Fin de la session posturale "Immobilisation mentale" (SM) . . . 266
A.2.1 Ressenti de la consigne . . . 266
A.2.2 Influence sur les mouvements . . . 266
A.2.3 Influence sur le son . . . 266
A.3 Fin de la session posturale "Immobilisation physique du buste" (SC) . . . 267
A.3.1 Ressenti de la consigne . . . 267
A.3.2 Influence sur les mouvements . . . 267
A.3.3 Influence sur le son . . . 267
A.4 Fin de la session posturale "Immobilisation physique du buste et de la tête" (SCH) . . . 267
A.4.1 Ressenti de la consigne . . . 267
A.4.2 Influence sur les mouvements . . . 267
A.4.3 Influence sur le son . . . 267

B Questionnaires de fin d'expérience 268
B.1 Sur la Partie 1 . . . 268
B.1.1 Description . . . 268
B.1.2 Questions . . . 268
B.1.3 Annotations . . . 268
B.2 Sur la Partie 2 . . . 269
B.2.1 Description . . . 269
B.2.2 Questions . . . 269
B.2.3 Annotations . . . 269
B.3 Sur la Partie 3 . . . 270
B.3.1 Description . . . 270
B.3.2 Questions . . . 270
B.3.3 Annotations . . . 270
B.4 Sur la Partie 4 . . . 271
B.4.1 Description . . . 271
B.4.2 Questions . . . 271

B.4.3 Annotations . . . 271
B.5 Sur la Partie 5 . . . 272
B.5.1 Description . . . 272
B.5.2 Questions . . . 272
B.5.3 Annotations . . . 272
B.6 Sur la Partie 6 . . . 273
B.6.1 Description . . . 273
B.6.2 Questions . . . 273
B.6.3 Annotations . . . 273

Bibliographie **274**

Première partie

Introduction et état de l'art

Chapitre 1

Introduction

Sommaire

1.1 Le corps et la musique 2
1.1.1 Le mal du violon 2
1.1.2 L'incarnation musicale 3
1.2 Usage et fonctionnement du musicien 4
1.2.1 L'unité de l'être 4
1.2.2 Conception et expérience 6
1.3 Organisation de la thèse 11

1.1 Le corps et la musique

1.1.1 Le mal du violon

1.1.1.1 Du corps oublié...

Parmi les joueurs d'instruments à cordes frottées par un archet, nombreux sont ceux qui développent au cours de leurs études musicales une relation triste et douloureuse avec leur instrument, parfois même sans s'en rendre compte. Généralement, seul compte pour eux le travail des membres supérieurs et notamment des doigts, comme si toute la virtuosité expressive était intégralement conditionnée par la bonne agilité et précision de ces mouvements spécifiques. Mais que vaut le pouvoir expressif des extrémités tactiles si on ne les considère pas comme l'achèvement d'une totalité physique qui est le corps lui-même ? Peut-on se permettre de sacrifier la conscience d'éléments corporels centraux comme la tête et le buste dans une recherche d'expressivité musicale ? Même si ces parties posturales ne semblent pas indispensables à priori pour jouer du violon ou du violoncelle, il n'en reste pas moins que les bras y sont rattachés, ce qui leur confère intrinsèquement la capacité d'influencer subtilement les caractéristiques acoustiques du son perçu.

Ces musiciens excessivement focalisés sur la performance, le niveau de vitesse et la virtuosité pure, oublient souvent ainsi qu'ils ont un corps, c'est-à-dire une tête, un cou, un dos, un ventre, un bassin, et même des jambes et des pieds. Ils pensent pouvoir le museler, le court-circuiter pour répondre plus vite à la demande technique des extrémités. Cette attitude dans laquelle les mouvements et la musique sont uniquement guidés par le mental est en fait totalement contre-productive, puisqu'elle débouche à la longue sur la frustration, voire même l'apparition de troubles fonctionnels ou musculo-squelettiques. Ces derniers se manifestent notamment à force d'acharnement répété sur les mêmes difficultés techniques, sans essayer de changer quoi que ce soit en amont du mouvement. Loin de gagner en contrôle, l'instrumentiste glisse ainsi *insensiblement* vers une sorte d'esclavage à la musique, un enchaînement à son instrument qui le paralyse d'angoisse à l'idée de se tromper et de voir son corps ennemi surgir à tout moment au cours de la performance musicale.

1.1.1.2 ... Aux sensations retrouvées

Fine pédagogue de la physiologie et de la posture du violoniste, Dominique Hoppenot décrit ce phénomène comme *le mal du violon* [Hoppenot 1981]. Cette tendance du musicien à se couper de lui-même et de ses sensations physiques globales pour parvenir plus vite à l'objectif technique, se reflète bien souvent dans ses gestes qui paraissent plus crispés et étriqués, mais aussi dans une sonorité pauvre et dépourvue de vibrations authentiques, comme prisonnière de l'instrument. D'après Hoppenot en effet : *Comment la musique pourrait-elle se frayer un chemin dans un corps ou la conscience n'a jamais pénétré, dans un corps encombrant perçu comme un obstacle ? [...] On oublie que la musique s'exprime avant tout par le corps, se dénature aussi à cause de lui, lorsqu'il n'est pas en harmonie avec lui-même.* Le violoniste ou violoncelliste qui se débat avec des difficultés techniques lui paraissant insurmontables, est semblable au boxeur malmené, incapable d'élaborer une stratégie efficace pour parer les coups de son adversaire. Focalisé sur son seul mécanisme digital, il ignore la présence et les ressources dont dispose son corps pour réagir mais aussi *agir en amont*, et reste ainsi figé, étranger à lui-même, à encaisser les coups portés par les passages difficiles de la structure musicale.

Pour gagner en sécurité lors de l'exécution, le musicien n'aurait d'autre choix que de *restaurer une conscience corporelle positive* en s'engageant affectivement et sensoriellement dans sa démarche. Le but est en fait de vaincre la dichotomie instaurée artificiellement entre son corps et la musique par un réinvestissement progressif de tout l'espace expressif dont il dispose. Il s'agit alors de passer d'une approche inconsciente, instinctive mais erronée, à une approche consciente, qui accorde par le corps le projet musical à l'esprit. Ce processus se traduit par la nécessité de travailler sur soi, et de ressentir réellement chaque action musicale intérieurement : *La sensation et la conscience doivent pénétrer partout. [...] Aucune partie du corps ne peut rester étrangère au champ de la conscience sans risquer d'être un jour la cause d'interférences et de désordres qui perturberaient l'équilibre* [Hoppenot 1981]. Pour trouver l'équilibre sur le plan expressif, le musicien doit ainsi à priori compter sur un équilibre corporel solide, une sensation consciente de sa gestalt impliquant qu'*un geste n'a pas d'existence séparée d'un tout.*

1.1.2 L'incarnation musicale

1.1.2.1 Le chant intérieur

L'instrumentiste atteint du *mal du violon* oublie bien souvent que la musique n'a pas été écrite pour rester figée, en projection exclusive sur des mécanismes externes. Notamment, ce n'est pas parce que l'instrument est indépendant du corps que la sonorité doit lui rester extérieure. Au contraire, l'interprétation d'une oeuvre musicale est un processus essentiellement dynamique et vivant, où la personnalité et subjectivité d'un musicien s'expriment à condition d'exister au-dedans et d'avoir quelque chose à dire, *totalement présent à lui-même* [Hoppenot 1981]. D'après Hoppenot, il faut comprendre que le son n'est pas un artifice créé ex-nihilo, soumis aux fluctuations et aléas structurels de l'écriture musicale, mais qu'il existe déjà *virtuellement* sous une forme incarnée à l'intérieur du corps du musicien. De l'élaboration de cette pensée sonore ou *chant intérieur* dépend toute la qualité du jeu qui sera reproduite sur l'instrument [Gagnepain 2001]. La musique peut prendre forme et vie à partir du moment où l'instrumentiste parvient à *libérer* cette voix qu'il a préalablement construite en lui-même.

Les courbes expressives perçues dans le discours musical sont ainsi la matérialisation du concept provenant du fond de l'être de l'instrumentiste, de son centre corporel. Il s'agit d'*une recherche de mouvement qui va de l'intérieur à l'extérieur, du centre à la périphérie et qui rassemble toutes les énergies désordonnées ou dispersées dans un courant unique de forces* [Hoppenot 1981]. Selon Hoppenot, cette recherche est liée à celle de l'équilibre postural du musicien, nécessaire non seulement pour effectuer des gestes cohérents ou pour se concentrer, mais aussi pour produire un véritable son : *Il n'y a rien a quêter ailleurs qu'en*

nous-mêmes. Le violoniste centré, disponible, ayant réalisé son unité, est un son en puissance. On perçoit bien dès lors l'intérêt d'explorer la façon dont les mouvements posturaux de l'instrumentiste contribuent à façonner son expressivité musicale. L'émotion et la clarté du discours du violoncelliste seraient indissociables de son organisation posturale et des forces qui l'articulent autour du socle central formé par le bassin en appui sur ses ischions [Gagnepain 2001].

1.1.2.2 L'action incarnée

Le principe de fonctionnement à l'origine du mal du violon, consistant à répéter indéfiniment des formules techniques sans se préoccuper du corps dans sa totalité, aboutit souvent à *substituer au chant intérieur une exécution mécanique, pour ne pas dire machinale* [Gagnepain 2001]. La musique devient alors *désincarnée*, dans le sens où la pensée musicale se sépare du geste et du mécanisme corporel global qui lui donne ses formes [Leman 2007]. Seulement, *sans équilibre postural, sans présence à soi-même, l'artiste ne peut jouer son corps, et ne peut être pleinement à l'aise dans la musique. [...] C'est en étant réellement filtré par le corps, vécu dans des sensations qui font vibrer notre corde intérieure que le discours du violoniste est convaincant. Et il devient impossible lorsque la sensation est la base de toute technique de jouer dans le vide, c'est-à-dire mécaniquement* [Hoppenot 1981]. Cette recherche est similaire à celle du comédien qui, pour éviter de tomber dans des automatismes de jeu, doit à un moment casser quelque chose dans ses habitudes et restaurer la connexion vibrante, vivante avec le personnage qu'il incarne [Jouvet 1954, Guillaume 1968].

Un violoniste selon Hoppenot est multiple sur le plan artistique, car *il doit combiner tout à la fois l'équilibre corporel du danseur, la vigilance et la compétence de l'artisan, la précision de geste du peintre, la rigueur de l'architecte, la vision intérieure du poète, la mémoire et la "présence" du comédien.* Par exemple, l'artisan sculpteur possède une vision intuitive des règles qui sous-tendent les mouvements du corps en relation avec les émotions. Ce qu'on observe, ce n'est pas une posture figée à jamais dans le temps, mais bien plutôt le mouvement arrêté ou esquissé, la forme dynamique de ce que Bernstein appelait "l'être prêt à bouger" (*readiness to move*) [Bernstein 1935]. De même, la peinture ne peut pas se réduire à un ensemble de stimuli visuels. Sa perception renvoie implicitement à l'acte physique du pinceau du peintre guidé sur la toile grâce sa projection mentale [Berthoz 1997]. Cette approche *énactive* de l'art, dans laquelle l'action ne peut exister que sous une forme incarnée et indissociée de la perception qu'elle suggère, place bien le corps au centre du débat, cessant ainsi d'en faire l'esclave malmené d'un intellect tout puissant [Hoppenot 1981, Varela 1998].

1.2 Usage et fonctionnement du musicien

1.2.1 L'unité de l'être

1.2.1.1 De la dichotomie corps/esprit...

La croyance selon laquelle le mental est une entité séparée du corps a la vie dure. Cette dichotomie ancienne entraîne malheureusement des comportements et habitudes perceptives erronées qui sont difficiles à vaincre : *La dichotomie conventionnelle de l'individu que nous avons accepté comme définition à seule fin d'analyse a pour résultat des artefacts qui n'existent pas dans la nature* [Sherrington 1906]. On en retrouve les symptômes dans le langage courant, lorsque nous considérons les fonctions de notre corps comme tout-à-fait séparés de nous-mêmes [De Alcantara 2000] : On dit par exemple "Mes épaules sont tendues" au lieu de "Je contracte mes épaules", ou bien "J'ai mal au dos" au lieu de "J'utilise mal mon dos". Selon Pedro De Alcantara, les musiciens suivent à peu près le même raisonnement lorsqu'ils assimilent la technique aux moyens employés pour mettre en oeuvre une conception musicale. Dans la technique du

violon par exemple, on aurait tendance à dire “Mon violon ne tient pas”, alors qu'en réalité, *c'est nous qui ne tenons pas, qui manquons d'assise fondamentale* [Hoppenot 1981].

Cela illustre bien à quel point le musicien peut se désolidariser sans s'en rendre compte de son corps mais aussi de l'instrument avec lequel il est normalement censé ne faire qu'un. On comprend mieux dès lors l'ampleur prise par le mal du violon que nous décrivions précédemment, surtout s'il n'est pas détecté et corrigé efficacement. Par exemple, il ne serait pas efficace de dire à un violoniste qui a du mal à trouver son équilibre postural : “Tiens-toi droit !”, car cette injonction ne l'amène pas à mieux sentir son dos. Pire, dire cela le maintiendrait dans une dichotomie avec son corps *qui n'engendre ni tonus, ni aplomb mais plutôt une raideur toute conventionnelle* [Hoppenot 1981]. Or Hoppenot précise qu'*il est essentiel de rendre le dos aussi “présent”, aussi vivant, aussi souple que le reste du corps.* Le *rythme musculaire du trapèze* serait particulièrement important pour permettre à la main droite tenant l'archet d'effectuer des colorations sonores [Sulem 2002]. En se bloquant dans une attitude fixe, le violoniste limiterait notamment la mobilité et l'aisance de sa ceinture scapulaire [1], ce qui selon Sulem, engendre un jeu musical plus monotone : *Le musicien doit ressentir une liberté qui permettra l'amplitude nécessaire pour le geste instrumental, et laisser aller le mouvement naturel du corps avec l'expression de la musique dans la mesure où cela n'entraîne pas à réajuster constamment le point de contact de l'archet sur la corde* [Sulem 2002].

Questionnements centraux Ces remarques de pédagogues professionnels du violon fondent les principaux questionnements de la recherche menée dans cette thèse : Un musicien (violoncelliste en l'occurrence) peux-t-il réussir à jouer aussi expressif si la posture de son dos est figée, c'est-à-dire inhibée lors de l'exécution de ses stratégies motrices habituelles ? Existe-t-il des effets spécifiques si l'on procède de même avec la tête ? Comment cela se traduit-il sur le plan de son équilibre postural et de ses paramètres expressifs musicaux ? Notamment, est-ce que la perte du rythme propre aux muscles posturaux peut se solder par des irrégularités d'exécution rythmiques ? Et sur le plan du timbre, la fermeture posturale du corps conduit-elle à une dégradation de la qualité du son ?

1.2.1.2 ... A l'usage de soi

La technique de rééducation posturale développée par Frederick Matthias Alexander permet d'apporter de nombreux éléments utiles à ces questionnements [Alexander 1955]. Pour Alexander, la métaphore habituelle du corps représenté comme une voiture dont le cerveau serait le chauffeur est invalide [De Alcantara 2000]. Il n'y a pas l'esprit qui contrôle le corps ou vice-versa. En réalité, les deux sont indissociables, et l'on ne peut pas considérer le fonctionnement de soi indépendamment de soi, la chose contrôlée indépendamment du contrôle lui-même : *Le contrôle doit s'effectuer au fil du processus et non être surimposé* [Alexander 1974]. Alexander préfère parler simplement du “soi”, unique à chacun et indivisible. Il définit ainsi *l'usage de soi* comme la façon dont on réagit avec l'ensemble de sa personne dans une situation donnée. Usage et fonctionnement de soi sont liés de la même manière qu'un processus en boucle fusionnant l'action à la perception [Berthoz 1997] : *La façon dont je m'utilise* (action) *a une incidence sur la façon dont je fonctionne* (perception), et réciproquement *pour améliorer mon fonctionnement, je dois changer mon usage de moi-même.*

Illustrons cela avec le violoncelle : l'aspect principal du *fonctionnement* de l'instrument consiste à émettre un son lorsqu'une corde est continument excitée par l'archet. L'usage en revanche peut être vu comme l'ensemble des actions corporelles nécessaires à la vibration de la corde et correspondant au fonctionnement attendu. Pour influer sur le fonctionnement du son, le violoncelliste n'a d'autre choix que d'agir sur son usage [De Alcantara 2000]. On comprend dès lors que chercher à améliorer la sonorité (le

1. Ceinture scapulaire : Ensemble formé par les deux clavicules et les deux omoplates reliées entre elles

fonctionnement) en se concentrant uniquement sur la rapidité des extrémités digitales, revient à négliger l'usage de soi, c'est-à-dire la manière de s'utiliser dans son ensemble, ce qui engendrerait à la longue une frustration, un *mal du violoncelle*. Selon Alexander, la cause fondamentale de ce mauvais usage de soi est l'habitude universellement répandue de vouloir *foncer droit au but*, en négligeant les étapes intermédiaires et notamment posturales de la formation du mouvement [De Alcantara 2000].

Contrôle et directions primaires Alexander a démontré qu'il existe un mécanisme postural charnière entre la tête, le cou et le dos, appelé *contrôle primaire*, qui affecte l'usage de soi global. Selon lui, la plupart des imperfections techniques et difficultés rencontrées pour s'exprimer avec l'instrument proviennent d'un mauvais usage de ce contrôle primaire. En réapprenant à bien utiliser son contrôle primaire, l'instrumentiste met en place une procédure indirecte de reconditionnement du système d'ensemble qui se répercute positivement à tous les système partiels (jusqu'aux mains) et entraîne la disparition automatique des imperfections [De Alcantara 2000]. Par conséquent, une hypothèse forte de cette thèse est que les mouvements posturaux du violoncelliste viseraient à garantir avant tout une souplesse de fonctionnement de son contrôle primaire, comme condition indirecte de l'expressivité musicale. Alexander utilise le terme de *donner des directions primaires* au mouvement, ce qui ne consiste pas à exercer l'esprit ou le corps séparément mais plutôt à établir, cultiver et affiner la relation entre ce que l'on pense et ce que l'on fait. Hoppenot développe également les mêmes idées pour le violoniste : *Au lieu de chercher désespérément des ajustements localisés et fragiles, il est de beaucoup préférable de renforcer le tonus général en remontant le sternum et en allongeant le dos comme si la tête voulait toucher le plafond tandis que les pieds s'ancrent profondément dans le sol* [Hoppenot 1981]. Le contrôle primaire est donc un processus reliant la pensée à l'action, ayant pour résultat de transmettre de l'énergie au corps. Dans cette thèse, nous proposons de mettre en oeuvre des conditions d'immobilisation posturale ciblées, afin d'entraver le bon usage du contrôle primaire du violoncelliste, et en observer les effets sur les paramètres de son expressivité musicale.

1.2.2 Conception et expérience

1.2.2.1 La perception sensorielle

Selon Alexander, le contrôle primaire du musicien et le bon usage qu'il en fait sont grandement conditionnés par la qualité de sa perception sensorielle. En effet, lorsqu'un violoncelliste joue uniquement focalisé sur sa technique d'archet ou de main gauche, *il fonce droit au but* et développe ses mécanismes proprioceptifs [2] d'une manière automatique et *inconsciente*, qui dérègle à la fois sa kinesthésie, c'est-à-dire la perception du mouvement dans son ensemble, mais aussi sa sensibilité posturale (statesthésie) [Sacks 1992]. Par exemple, le fait de ne pas se rendre précisément compte de la position exacte de ses épaules, finirait par engendrer des déséquilibres de forces exercées au niveau des muscles, certains devenant trop contractés et d'autres trop relâchés. Les tensions qui apparaissent à la charnière {tête, cou, dos} du contrôle primaire sont souvent causées par cette distorsion de la perception sensorielle [De Alcantara 2000]. Alexander a démontré qu'il était possible d'éduquer le système proprioceptif, de le faire entrer en action sous contrôle conscient, *afin de transmettre aux centres nerveux le stimulus responsable de l'activité musculaire nécessaire à la bonne posture* [Alexander 1974]. Un violoncelliste qui développe sa sensibilité posturale deviendrait ainsi plus *conscient de l'action vivante au coeur de la perception* [De Alcantara 2000].

Les sensations proprioceptives d'appui, de pression et d'équilibre contribuent en grande partie à élaborer un ***schéma du corps***, c'est-à-dire un modèle interne des grandeurs relatives des segments corporels, de leurs relations et de leurs positions [Schmidt 1975]. Ce schéma corporel représente l'interface par la-

2. La proprioception est le sens qui nous fait apprécier la position relative des diverses parties du corps dans l'espace.

quelle la perception guide l'action. Par exemple, chacune des pensées du violoncelliste telles que la façon de concevoir la structure du morceau, d'utiliser l'archet ou de positionner les doigts de la main gauche, est stockée dans le schéma corporel comme une réalité physique, ou encore une *action simulée*, projetée virtuellement sur l'instrument [Berthoz 1997]. C'est grâce au schéma que s'entretient une relation constante entre le cerveau et les muscles, entre la conception (ce que je pense) et l'expérience (ce que je fais). *Concevoir* signifie notamment penser à ce *que* l'on veut faire et *comment* le faire [De Alcantara 2000]. Cela équivaut à répondre à la question : *Par quels moyens vais-je réaliser l'adéquation parfaite de l'idée musicale et de sa réalisation instrumentale ?* [Hoppenot 1981]. *Expérimenter* consiste à mettre en oeuvre les stratégies musculaires (synergies) planifiées à la conception, pour valider ou non le schéma corporel avec les sensations motrices impliquées dans le mouvement [Mantel 1995].

Ce fonctionnement du schéma corporel permet de développer les capacités d'anticipation en reliant la prédiction des conséquences de l'action à la mémoire sensorielle des perceptions passées. De Alcantara illustre ce principe avec un violoncelliste qui voudrait jouer une phrase musicale sur son instrument : *J'en reçois les impressions kinesthésiques et auditives. Je ressens et entends cette phrase musicale d'une manière qui m'est propre. Elle me plaît ou me déplaît. En tous cas, se forme dans mon esprit une conception de la façon dont je veux jouer cette phrase. Et cette conception façonnera la manière dont je jouerai cette phrase la prochaine fois. Ainsi l'expérience façonne la conception et la conception façonne l'expérience* [De Alcantara 2000]. Les mécanismes d'anticipation suivent une approche allant de l'intérieur vers l'extérieur, de manière à ce que l'image mentale projetée sur l'instrument puisse coïncider avec les facultés physiques. Sans anticipation, le musicien se retrouverait comme le conducteur qui réagit au dernier moment dans les virages, obligé de donner un brusque coup de volant afin d'éviter le fossé : *L'alternative [du violoniste] consiste à jouer sans aucune anticipation de la pensée puis corriger au fur et à mesure, ce qui conduit la plupart du temps à être à la merci de ses mains* [Sulem 2002]. En ayant intégré par avance la relation entre le volant et la direction de la voiture, à savoir la relation entre les sensations motrices et *la courbe sonore* produite par le mouvement de l'archet, le violoncelliste s'évite les accidents de parcours dans la structure musicale, et s'assure par ailleurs une *coarticulation* plus fluide entre sa rythmique gestuelle et le phrasé musical [Godøy 2010].

Dans cette thèse, on effectue des altérations de la sensibilité posturale naturelle du violoncelliste, de manière à observer de quelle façon son schéma corporel réagit et s'adapte en rapport avec la musique. Que se passe-t-il en l'occurrence au niveau des vitesses d'archet et des démanchés de la main gauche (changements de position sur le manche du violoncelle) habituellement planifiés ? Le violoncelliste parvient-t-il à "réagir" et jouer malgré tout correctement, en gardant son modèle interne *accordé* à une projection adéquate de ses gestes sur l'instrument ? Ou bien cette projection se dérègle-t-elle au point d'affecter les paramètres expressifs rythmiques et sonores ? Dans l'affirmative, observe-t-on un dérèglement global sur toute la partition et l'ensemble des musiciens, ou les effets restent-ils localisés à certaines difficultés structurelles ? Nous essaierons notamment d'évaluer l'influence du mode d'archet utilisé, selon que le jeu est court et *détaché* (une note par coup d'archet) ou long et *legato* (plusieurs notes par coup d'archet).

1.2.2.2 Le processus de jeu

Le maître Theodor Leschetizki décrivait le processus de jeu du pianiste en trois mots : "Penser, jouer, juger" [Merrick 1972]. Cette formule très simple a le mérite de mettre en évidence l'aspect cyclique du phénomène, ainsi que le caractère indissociable de la relation existant entre conception musicale et expérience sensorielle du musicien. Dans son livre *Cello Technique*, Gérard Mantel a explicité ce cycle à trois phases sur le plan des mécanismes physiologiques[3] du violoncelliste, en considérant chacune de ses

3. La physiologie est une science qui étudie les phénomènes, les fonctions, les propriétés des organes et des tissus des êtres vivants. Par extension, elle recouvre l'étude des mécanismes fonctionnels.

actions comme un "mouvement orienté vers un but particulier" (*goal-directed action*) [Mantel 1995]. Selon lui, tout mouvement du corps du violoncelliste suit un schéma à deux circuits (l'un descendant et l'autre ascendant), formant une boucle d'action/perception similaire à celle décrite par [Bernstein 1935] :

1. *Nous concevons un but. Cette conception peut être déterminée de façon visuelle, acoustique ou peut provenir de notre mémoire gestuelle.*
2. *Le cerveau envoie des impulsions motrices le long du circuit du système nerveux jusqu'aux muscles. Chaque impulsion motrice consiste en une série de minuscules impulsions unitaires. La fréquence de ces impulsions et le nombre de fibres musculaires ainsi sollicitées déterminent respectivement l'amplitude et la force du mouvement effectué.*
3. *Un second circuit du système nerveux transmet et rend compte au cerveau du succès ou de l'échec de l'action (feed-back). En retour, le cerveau émet des impulsions pour apporter des rectifications. A nouveau, la réussite ou l'échec de l'opération sont retransmises au cerveau. Ce circuit, comme on peut l'imaginer, exerce une activité continue* [Mantel 1995].

Un schéma moteur et perceptif du musicien En réalité, le processus est un peu plus complexe, car il faut aussi tenir compte du retour auditif de l'instrument. L'ajustement moteur décrit précédemment correspond à une *boucle de rétroaction primaire* liée au contrôle gestuel. Cette boucle primaire est essentiellement alimentée par les retours des capteurs visuels et tactilo-kinesthésiques. Une *boucle de rétroaction secondaire* est également activée par le retour du signal sonore produit par l'instrument jusqu'aux oreilles du musicien [Wanderley 2004]. L'ensemble du fonctionnement moteur et perceptif du musicien avec ses deux boucles de rétroaction, est synthétisé dans le schéma de la figure 1.1 proposé par [Mantel 1995]. Ce schéma peut se lire comme l'articulation des trois phases du processus de jeu ("Penser, jouer, juger") autour de la notion centrale d'*action dirigée vers un but* :

1. ***Conception de l'objectif*** : C'est la partie "Penser" du processus. La phase de conception de l'action musicale dépend de 3 facteurs similaires à ceux que l'on peut trouver chez [Wanderley 2002] pour expliquer les mouvements posturaux (non-évidents) de l'instrumentiste :
   - *Interpretatif* : Il s'agit de la création du concept musical. Le violoncelliste va par exemple former une préconception du pitch et de son timbre, ainsi qu'une manière d'agréger les éléments structurels de la partition en phrases musicales (phénomène de *coarticulation* [Godøy 2008]). Ces éléments de formation du concept musical sont guidés par l'intention expressive du musicien, dépendante de se personnalité mais aussi de la structure musicale et de l'émotion qu'elle suggère.
   - *Matériel* : Un violoncelliste a besoin de connaître avec précision l'ergonomie de son instrument, afin d'obtenir la meilleure vision intuitive des paramètres physiques permettant de produire le son. Ce facteur fait appel à la perception stéréognosique [4], comme par exemple la capacité d'associer la préconception de la hauteur d'une note à sa position géographique sur le manche [Gagnepain 2001]. Le violoncelliste a notamment besoin de savoir que la conception de l'objectif se traduit différemment selon la main : la main gauche (qui sélectionne les notes) anticipe la fin du mouvement, tandis que la main droite (qui tient l'archet) contrôle sa course.
   - *Physiologique* : Le corps doit avoir la capacité physique d'incorporer les exigences instrumentales (*embodiement*) pour expérimenter le concept musical dans le mouvement [Leman 2007]. Plus la projection sensorielle sera précise et plus les corrections de mouvement effectuées par le contrôle moteur seront justes. Le développement de cette précision ne peut se faire sans le soutien des mécanismes physiologiques tels que *l'effet-poids* du bras sur l'archet par exemple. Dans cette thèse en effet, ce sont les facteurs physiologiques d'ordre postural que nous cherchons à modifier, afin d'en

4. Perception stéréognosique : Perception du corps dans l'espace, incluant la représentation mentale de ses formes et de la place des segments les uns par rapport aux autres.

estimer l'impact sur les mouvement de l'archet et l'expressivité musicale. Les facteurs interprétatifs et l'intention expressive associée resteront les mêmes quelles que soient les contraintes posturales appliquées à l'instrumentiste.

2. ***Contrôle moteur*** : C'est la partie "Jouer" du processus, correspondant à la boucle de rétroaction primaire [Wanderley 2004]. La conception de l'objectif, le mouvement et les sensations motrices qui en résultent forment un *complexe de contrôle interdépendant* [Mantel 1995]. Le mouvement est initié, les sensations motrices exercent un contrôle continu du mouvement en le comparant inconsciemment avec le geste préconçu. A chaque comparaison sensorielle, des corrections sont apportées au programme moteur qui pilote le mouvement.
3. ***Contrôle auditif*** : C'est la partie "Juger" du processus, , correspondant à la boucle de rétroaction secondaire [Wanderley 2004]. Le son produit par le mouvement est comparé au concept musical, et s'il s'en éloigne trop, cela déclenche des mécanismes d'adaptation moteur. Le schéma de Mantel montre bien que la perception guide l'action musicale, puisque le résultat sonore influence de nouveau la conception de l'objectif de mouvement.

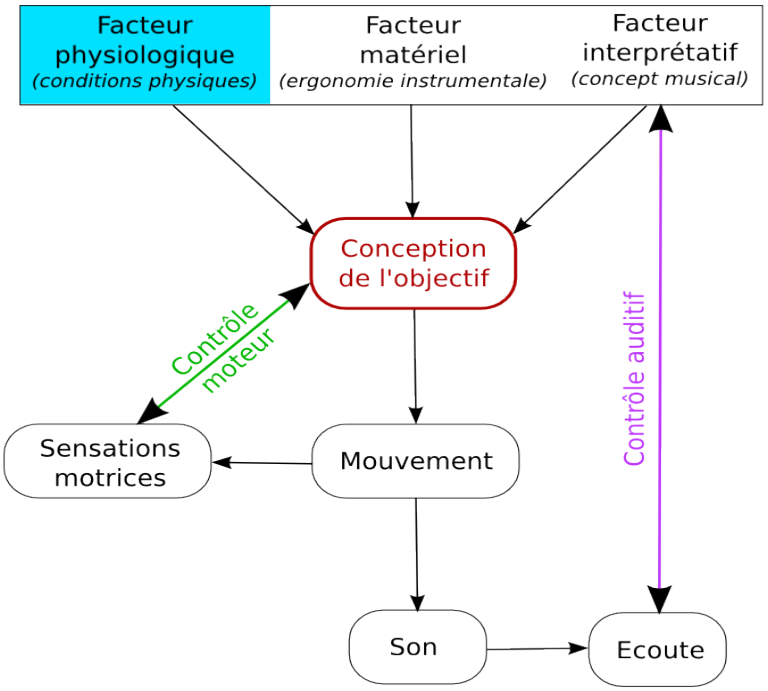


FIGURE 1.1 – Schéma du processus moteur et perceptif du jeu du musicien (tiré du livre *Cello Technique* de Gérard Mantel [Mantel 1995]). Dans cette thèse, on s'intéresse à l'influence des facteurs physiologiques d'ordre postural sur la conception de l'objectif à l'origine de l'expressivité musicale

1.2.2.3 Influence de la physiologie sur le jeu

Il semblerait que chez les instrumentistes de la corde frottée, *les petites gênes comme les grands blocages soient la plupart du temps d'origine physiologique* [Sulem 2002]. Spécialiste de la physiologie du violoniste, Reine-Brigitte Sulem formule effectivement plusieurs hypothèses fortes à propos des liens unissant la posture, les gestes instrumentaux (bras droit / bras gauche) et la sonorité, tout-à-fait transposables à notre recherche sur les violoncellistes :

- *Un geste étriqué [du bras droit tenant l'archet], un manque de liberté dans le jeu viennent probablement d'une posture mal équilibrée.*
- *Les démanchés maladroits [du bras gauche] sont en grande partie le résultat d'une mauvaise distribution des appuis.*
- *Les problèmes de direction et de sonorité naissent souvent d'une incompréhension de l'effet-poids et de gestes musicaux s'arrêtant au jeu des mains, sans la participation globale du corps.*

L'équilibre postural et la distribution des appuis semblent ainsi constituer des données physiologiques impliquées dans l'expressivité sonore du violoncelliste. Considérons un instant ce que Sulem appelle *l'effet-poids*, repère proprioceptif a priori indispensable pour le jeu. Il ne s'agirait pas de l'appui exercé directement par la main droite sur la baguette et les crins de l'archet sur la corde, mais bien plutôt du poids du bras droit tout entier qui se ressent au niveau de l'épaule. L'épaule apparaît ici comme une articulation très importante, un *chef d'orchestre de tous les mouvements du membre supérieur* [Sulem 2002]. Pour [Hoppenot 1981], la sensation du poids du bras résulte de sa juste décontraction, c'est-à-dire d'un équilibre entre l'appui excessif causé par un trop plein d'énergie de l'épaule, et l'allègement excessif causé par un relâchement de l'épaule et du tonus postural. Xavier Gagnepain, grand pédagogue du violoncelle, préfère parler de ***transfert du poids***, dans le sens ou le dos doit être suffisamment tonique pour "porter" l'arrière-bras comme un cintre au niveau de l'épaule, et décontracté pour transmettre l'intégralité du poids à l'avant-bras lors du mouvement : *Alors seulement peut apparaître cette sensation caractéristique d'abandon voisine de celle que donne un enfant endormi que l'on porte dans ses bras* [Gagnepain 2001].

L'*effet-poids* peut se trouver grâce à la sensation d'un circuit d'énergie en boucle fermée, constitué du dos, du bras, de l'archet et du violoncelle, *qui donne l'impression de jouer sur son propre corps* [Hoppenot 1981]. D'après Sulem, l'intensité du ressenti de cette ligne de mouvement solide et ininterrompue peut être amplifiée par la participation du buste. A cet effet, *il faut savoir économiser l'effort de la main, en partageant les contraintes sur tout le membre supérieur et se servir du corps entier comme masse d'inertie, pour permettre la plus grande liberté à la main afin qu'elle exprime toutes les nuances de la musique* [Sulem 2002]. Sulem met ici en évidence une influence de l'inertie posturale naturelle du buste du violoniste sur la qualité de son expression musicale. Par rapport aux questionnements de la thèse, il serait intéressant de comprendre la façon dont l'immobilisation du buste du violoncelliste modifie son inertie corporelle. Comment évoluent notamment les contributions respectives du geste instrumental (le bras droit tenant l'archet) et du geste ancillaire (le tronc composé du buste et de la tête) à l'inertie corporelle globale, en fonction de différentes contraintes posturales ? Ces changements de coordination entre mouvements et posture globale engendrent-ils des désorganisations rythmiques, une rupture de l'osmose naturelle entre les deux mains ? Et quels impacts sur le *transfert du poids* du bras droit, c'est-à-dire la dynamique de coordination entre les articulations du bras, de l'épaule à l'archet ? Note-t-on au final une altération du contact entre les crins de l'archet et la corde, suffisante pour dégrader la qualité du timbre du son ?

1.2.2.4 Les vertus de l'inhibition

Les conditions d'immobilisation posturale mises en place dans cette thèse permettent d'observer l'influence d'une ***inhibition subie*** sur la gestuelle instrumentale et l'expressivité musicale de violoncellistes expérimentés. Une telle méthodologie est susceptible d'entraîner la prise de conscience de certains dysfonctionnements physiologiques, comme par exemple un mauvais *transfert du poids* du bras droit, ou une respiration inadaptée. A ce titre, Hoppenot insiste sur l'importance de la profondeur et la détente du rythme respiratoire du violoniste, sans lequel il n'est pas possible d'être *placé corporellement* ni d'investir la sonorité avec une expression sincère : *Si ma respiration est intérieure, profonde et calme, elle est le ressort d'une énergie vitale intarissable. Si par contre elle est courte, mal placée ou inhibée, elle*

perturbe le métabolisme, paralyse le mouvement, bloque la relation entre le bas et le haut du corps et nous prive donc d'une communication réelle avec la richesse créative de notre inconscient [Hoppenot 1981]. Hoppenot suggère l'importance de la respiration pour le *transfert du poids* du bras et l'équilibre de la sonorité. Il s'agit de laisser l'archet "respirer" sur toute la trajectoire du son, quelles que soient les difficultés rencontrées dans la structure musicale : *conduire un son, c'est d'abord le laisser vivre en toutes circonstances, ne jamais le briser ou l'étouffer* [Hoppenot 1981]. Ainsi, un violoncelliste qui aurait pris l'habitude de "manquer d'air" lors du jeu, avec une petite respiration courte logée en haut des poumons, pourrait parvenir - lorsque son buste est contraint - à prendre davantage conscience de mieux respirer par le ventre, pour ne pas déstabiliser son phrasé musical naturel.

De manière moins radicale, la technique Alexander apporte des éléments de rééducation pour le musicien qui vont dans le sens d'une prise de conscience progressive de ses dysfonctionnements physiologiques, fruits des habitudes et d'une perception sensorielle erronée : *Vous ne pouvez pas faire quelque chose de nouveau si vous continuez de faire ce qui est familier* [Alexander 1955]. Le mécanisme central de la technique Alexander est l'***inhibition choisie***, qui implique de ne pas se plier aux réactions habituelles causant le mauvais usage partiel ou total de soi [De Alcantara 2000]. L'inhibition permettrait notamment de ne plus *foncer droit au but*, en anticipant les effets du mouvement perturbateurs pour le contrôle primaire et l'équilibre postural. Il s'agit donc d'un mécanisme d'internalisation des comportements sensori-moteurs, essentiel pour simuler l'action [Piaget 1949]. La relation entre un violoncelliste et son instrument est grandement influencée par les mécanismes inhibiteurs, au même titre que la relation unissant le cavalier à son cheval. En effet, un cheval peut être inflexible sous l'effet d'un cavalier débutant ou devenir au contraire, sous les rênes d'un cavalier expérimenté, *une chose malléable prête à être moulée selon ses voeux dans sa forme et ses mouvements* [Wanless 1998]. Le cavalier/musicien est alors le sculpteur et le cheval/violoncelle le matériau flexible sculpté.

Dans cette thèse, nous supposons que les mouvements posturaux du violoncelliste suivent la même logique et *s'ajustent* pour permettre la meilleure interaction possible avec l'instrument, tout en préservant à chaque instant la stabilité posturale. L'idée sous-jacente est de démontrer qu'un violoncelliste, même très expérimenté, ne peut parvenir à s'exprimer naturellement s'il reste posturalement inflexible. Comme le dit Hoppenot, tout musicien aurait besoin, tel le petit prince, d'*apprivoiser* l'étranger qui est en lui, et notamment la réalité de sa posture et de son souffle : *Il faut avant toute chose que nous redevenions présent à notre schéma corporel pour cesser d'être un moi idéologique et désincarné, un corps oublié* [Hoppenot 1981]. Cela passe par l'expérience du *non-faire*, de la non-activité consciente et donc d'une forme d'inhibition salvatrice [De Alcantara 2000]. Les dispositifs inhibiteurs mis en place dans cette thèse ont pour but d'amener une certaine prise de conscience, tout au moins sur le plan scientifique, des mécanisme posturaux nécessaires au jeu. Nous ne chercherons pas à étudier comment chaque violoncelliste traduit corporellement les émotions d'une oeuvre musicale, mais bien plutôt à mettre en évidence des éléments de structure internes au discours musical qui lui imposent des mouvements posturaux, que ce soit au niveau du buste ou de la tête. Les effets de ces mouvements seront notamment explorés en rapport avec les deux paramètres fondamentaux de l'expressivité musicale : l'organisation rythmique et la qualité du timbre.

1.3 Organisation de la thèse

Le manuscrit de cette thèse est divisé en quatre grandes parties. A travers cette organisation, nous cherchons à fournir des éléments de réponse à la question centrale suivante : Les mouvements posturaux du violoncelliste font-ils partie intégrante du geste musical ?

Le chapitre 2 présente l'état de l'art, c'est-à-dire les différents travaux scientifiques nécessaires à la compréhension du contexte de la thèse. Nous expliquons tout d'abord en détail l'acoustique du violoncelle

et les recherches menées sur le traitement du signal, l'analyse/synthèse et la perception sonore d'un instrument à corde frottée. Puis sont abordées les notions d'expressivité et de geste musicaux, de coarticulation entre son et mouvement et le lien avec la rythmique. Enfin, nous décrivons les mécanismes physiologiques importants qui composent le contrôle postural du violoncelliste.

La partie II présente sous forme de deux chapitres le protocole expérimental de la thèse et les prétraitements effectués sur les données. Dans le chapitre 3, on décrit le design expérimental avec les dispositifs techniques utilisés pour la collecte des données de posture, de mouvement et de son. On explique aussi les appareillages d'immobilisation et les conditions posturales qui ont été conçus afin de limiter les mouvements du buste et de tête des violoncellistes. Sont décrits par ailleurs le déroulement du protocole expérimental et les aspects structurels de la partition imaginés en rapport avec les mouvements posturaux et l'influence des coups d'archet *détaché/legato*. Dans le chapitre 4, on décrit la manière dont les différents types de données collectées sont pré-traités et agrégés au sein d'une base de données pour en faciliter l'exploitation ultérieure. Nous expliquons notamment le procédé (*workflow*) qui a été mis en oeuvre afin de segmenter le flux de données acoustiques en fonction de la hauteur des notes. Concernant les données de mouvement, la reconstruction et l'analyse des informations cinématiques est détaillée et simplifiée à l'aide d'un modèle dit de Dempster.

La partie III investigue l'influence des mouvements posturaux des violoncellistes sur leur expressivité rythmique. Cette étude est basée sur une ***analyse extrinsèque*** (séquence musicale de plusieurs notes) et subdivisée en deux chapitres. Dans le chapitre 5, on s'intéresse aux relations qui existent entre les données purement posturales et celles liées la cinématique des mouvements. Les caractéristiques inertielles et géométriques des déplacements posturaux globaux sont tout d'abord estimées en fonction des contraintes expérimentales. Ensuite, on met en oeuvre une analyse de la coordination entre les périodicités liées à la cinématique des mouvements et celles liées aux oscillations posturales globales. Par cette méthode, on souhaite savoir si les oscillations posturales du violoncelliste reflètent davantage la contribution des gestes instrumentaux (bras droit tenant l'archet) ou des gestes ancillaires (tronc composé du buste à la tête), et comment ces proportions évoluent selon les contraintes posturales. Si par exemple il est montré que les oscillations posturales reflètent davantage les périodicités ancillaires qu'instrumentales, alors c'est que les mouvements du tronc sont indispensables au jeu. Un résultat contraire signifierait que les violoncellistes sont capables de jouer avec leur seul bras droit. Cette étude de coordination des périodicités est menée pour les deux modes de jeu à l'archet (*détaché/legato*). Dans le chapitre 6, on s'intéresse à la façon dont les mouvements corporels *encodent* les unités métriques de la partition et comment cela se traduit sur le phrasé musical. Une étude de couplage métrique entre le tronc et l'archet est tout d'abord menée de manière à observer l'évolution de la cohérence métrique ancillaire/instrumental en fonction des contraintes posturales et des modes d'archet. L'influence des contraintes posturales sur le phrasé musical est ensuite estimée grâce à l'observation des déviations rythmiques et spectrales sur des passages clés de la partition.

La partie IV investigue l'influence des mouvements posturaux des violoncellistes sur leur expressivité sonore. Cette étude est basée sur une ***analyse intrinsèque*** (une seule note) et subdivisée en deux chapitres. Dans le chapitre 7, on s'intéresse à caractériser le phénomène de décharnement acoustique fréquemment perçu sur une note de la partition en contrainte d'immobilisation posturale par le buste et la tête. Cette sensation grinçante, nasillarde et métallique du son est analysée grâce à des techniques de traitement de signal basées sur les masques de Gabor. En procédant à des tests d'écoute, on construit également un modèle permettant d'expliquer cette altération de la qualité sonore à partir de quelques descripteurs acoustiques. Enfin, des techniques de synthèse croisée des enveloppes spectrales et temporelles des signaux sont utilisées pour décharner un son, et élaborer un espace perceptif du décharnement sur la base d'écoute de dissimilarités acoustiques. Dans le chapitre 8, on s'intéresse aux caractéristiques du contrôle moteur associé au décharnement acoustique. Tout d'abord, on cherche une relation entre la vitesse d'archet sur la note et les descripteurs du décharnement précédemment identifiés. Pour ce faire,

deux méthodes sont utilisées : Une analyse de corrélations canonique (CCA) basée sur les moyennes des descripteurs gestuels et acoustiques. Puis une analyse plus fine de leurs évolutions temporelles sur la durée d'une note par une technique d'analyse en composante principale fonctionnelle (FPCA). Ensuite, l'objectif est de comprendre quelles caractéristiques précises du contrôle postural ont été altérées pour aboutir à une vitesse d'archet impropre à la création d'un timbre de bonne qualité. A partir des déplacements spatiaux relatifs des articulations du bras ainsi que leurs quantités de mouvement angulaires, on extrait notamment les paramètres posturaux les plus susceptibles d'expliquer la dégradation de la coordination, et le différentiel des vitesses d'archet obtenues par rapport à la situation de jeu normale. Enfin, on tentera d'expliquer le *pattern moteur de compensation* mis en place par les violoncellistes en situation de contrainte posturale, pour éviter de décharner la note.

Le chapitre 9 apporte une conclusion et des perspectives aux travaux menés dans cette thèse.

L'expressivité musicale et gestuelle du violoncelliste (dessin de Claude Weisbuch)

Chapitre 2

Etat de l'art

Sommaire

2.1 Acoustique du violoncelle . . . 15
2.1.1 Caractéristiques de l'instrument . . . 15
2.1.2 Fonctionnement vibratoire . . . 18
2.1.3 Effets des paramètres physiques sur la vibration et le son . . . 22
2.1.4 Effets des transitoires d'attaque sur le son . . . 23
2.1.5 Modélisations physique et acoustique . . . 26
2.1.6 Synthèse sonore par séparation source/filtre . . . 28
2.1.7 Analyse sonologique des gestes . . . 29
2.1.8 Perception de la qualité sonore . . . 32
2.2 L'expressivité musicale . . . 36
2.2.1 Une question de variations . . . 36
2.2.2 Les variations dues à la structure musicale . . . 37
2.2.3 Les variations dues à l'intention émotionnelle . . . 39
2.3 Taxonomie du geste musical . . . 40
2.3.1 Trois types de gestes musicaux . . . 40
2.3.2 Analogies avec la parole . . . 40
2.3.3 Taxonomie actuelle . . . 42
2.4 Les gestes instrumentaux . . . 43
2.4.1 Typologie du geste instrumental . . . 43
2.4.2 Extensions du geste instrumental . . . 44
2.5 Les gestes ancillaires . . . 44
2.5.1 Gestalt du musicien . . . 44
2.5.2 Action musicale incarnée . . . 45
2.5.3 Facteurs et fonctions . . . 46
2.5.4 Influence perceptive . . . 49
2.6 Coarticulation et rythmique . . . 51
2.6.1 Le sens rythmique . . . 51
2.6.2 Principes fondateurs du rythme . . . 52
2.6.3 La coarticulation . . . 54
2.6.4 Rythme et gestes ancillaires . . . 57
2.7 Mécanismes neurophysiologiques de la perception musicale . . . 60
2.7.1 Processus miroirs . . . 60
2.7.2 Modes de fonctionnement du schéma corporel . . . 60
2.7.3 Sens kinesthésique et perception musicale . . . 63
2.8 Contrôle postural et moteur du violoncelliste . . . 65
2.8.1 Flexibilité de l'activité posturale . . . 65
2.8.2 Fonction posturale d'équilibration . . . 65
2.8.3 Fonction posturale directionnelle . . . 66

2.8.4 Coordination motrice 67
2.8.5 Posture assise 69
2.8.6 Symbiose corps/instrument 70
2.8.7 Contrôle primaire 72
2.8.8 Tonicité musculaire 74
2.8.9 Stratégies posturales 77

Ce chapitre est consacré à la description du contexte de notre étude. Nous y référençons les travaux susceptibles d'alimenter une réflexion quant à la manière de répondre à la problématique soulevée par la thèse. Cela commence par un volet dédié à l'acoustique des instruments et du violoncelle en particulier. Y sont décrites les caractéristiques du fonctionnement vibratoire de l'instrument, le contrôle du son par les paramètres physiques de l'archet, les méthodes d'analyse/synthèse du son produit par une corde frottée et d'extraction du geste encodé par le son, la notion de qualité sonore et les moyens de représenter sa perception par des descripteurs dans un espace de timbre. Puis on explique la notion d'expressivité musicale, ainsi que ses sources de variation issues de la structure de la partition ou de l'intention émotionnelle. S'ensuit une taxonomie du geste musical soutenue par les nombreuses analogies existantes entre le violoncelle et la parole. Ne dit-on pas parfois que le violoncelle est l'instrument qui se rapproche le plus de la voix humaine ? On y soulignera notamment la distinction courante entre les gestes instrumentaux qui produisent le son, et les gestes non-évidents dits ancillaires qui sont liés aux mouvements posturaux du musicien. Les facteurs et fonctions des gestes ancillaires sont explicités, en tenant compte de l'aspect *incarné* du fonctionnement corporel du musicien. Puis on décrit la notion de rythme, ses principes de formation et la manière dont les gestes ancillaires reposent sur le mécanisme de *coarticulation* pour encoder le rythme et produire des phrases musicales. Etant donné que l'on recherche l'influence des facteurs physiologiques de mouvements posturaux sur l'expressivité musicale, nous consacrons une section aux mécanismes neurophysiologiques responsables de la perception musicale. Y sont expliquées la coopération entre les deux modes de fonctionnement du schéma corporel du musicien, ainsi que les afférences sensorielles responsables de sa *kinesthésie* (sens du mouvement), de son équilibre et de sa perception du rythme. Enfin, la dernière section de cette revue bibliographique porte sur les mécanismes régissant l'activité et le contrôle postural du violoncelliste. Sont notamment abordées les importantes notions de contrôle primaire, de symbiose corps/instrument, ainsi que les stratégies posturales en lien avec la coordination motrice du violoncelliste.

2.1 Acoustique du violoncelle

2.1.1 Caractéristiques de l'instrument

2.1.1.1 Aspect descriptif

Le violoncelle appartient à la famille des instruments à cordes frottées, dont le son est continument entretenu par un archet. Si l'on se réfère à la classification de [Schaeffer 1966] concernant les instruments de musique, on peut décrire le violoncelle en terme de trois éléments [Gibet 1987] :

- ***Un excitateur*** : l'élément *qui provoque la vibration.* Il s'agit de l'archet.
- ***Un vibrateur*** : le ou les éléments *qui entrent en vibration.* Il s'agit des quatre cordes et du chevalet.
- ***Un résonateur*** : l'élément *destiné à ajouter ses effets à ceux du corps en vibration pour les amplifier, les prolonger, ou les modifier en quelque façon.* Il s'agit de la caisse de résonance.

La figure 2.1 illustre ces trois éléments du violoncelle. Chaque corde est tendue et couplée à la caisse par le chevalet. Le fonctionnement acoustique du violoncelle repose sur une interaction de l'élément excitateur (l'archet) avec le couple des éléments vibrateur/résonateur constituant la structure vibrante (les quatre cordes et la caisse de résonance). En elle-même, une corde n'est pas un émetteur sonore efficace, car elle est de trop petite dimension par rapport aux longueurs d'onde jouées. Le rayonnement est rendu possible par le fait que la vibration des cordes est transmise, via le chevalet, à la caisse de l'instrument, de dimensions beaucoup plus grandes [Cremer 1984].

Le corps ou caisse de l'instrument est une structure sonore complexe, formée d'une table supérieure sur laquelle repose le chevalet, et d'un fond, reliés entre eux par une petite barre appelée âme. Cette structure possède une distribution spécifique de masse et de raideur, qui conditionne les modes de résonance propres de l'instrument. La sonorité spécifique à chaque violoncelle est déterminée par la vibration transmise par le chevalet et l'activation de ces modes de résonance dans la structure [Caussé 2005].

L'archet est formé d'une baguette et d'une mèche composée de nombreux crins de cheval. En les enduisant de colophane, on accroit la force de friction et donc l'adhérence de l'archet sur la corde. Les possibilités de jeu dépendent de caractéristiques de l'archet comme sa masse, son centre de gravité, ainsi que la rigidité en flexion et torsion de la baguette. Le contrôle du musicien sur le son produit se fait au niveau de la vitesse de déplacement de l'archet, de la position et de l'orientation de l'archet et enfin de la force d'appui de l'archet sur les cordes (cf section 2.1.1.3).

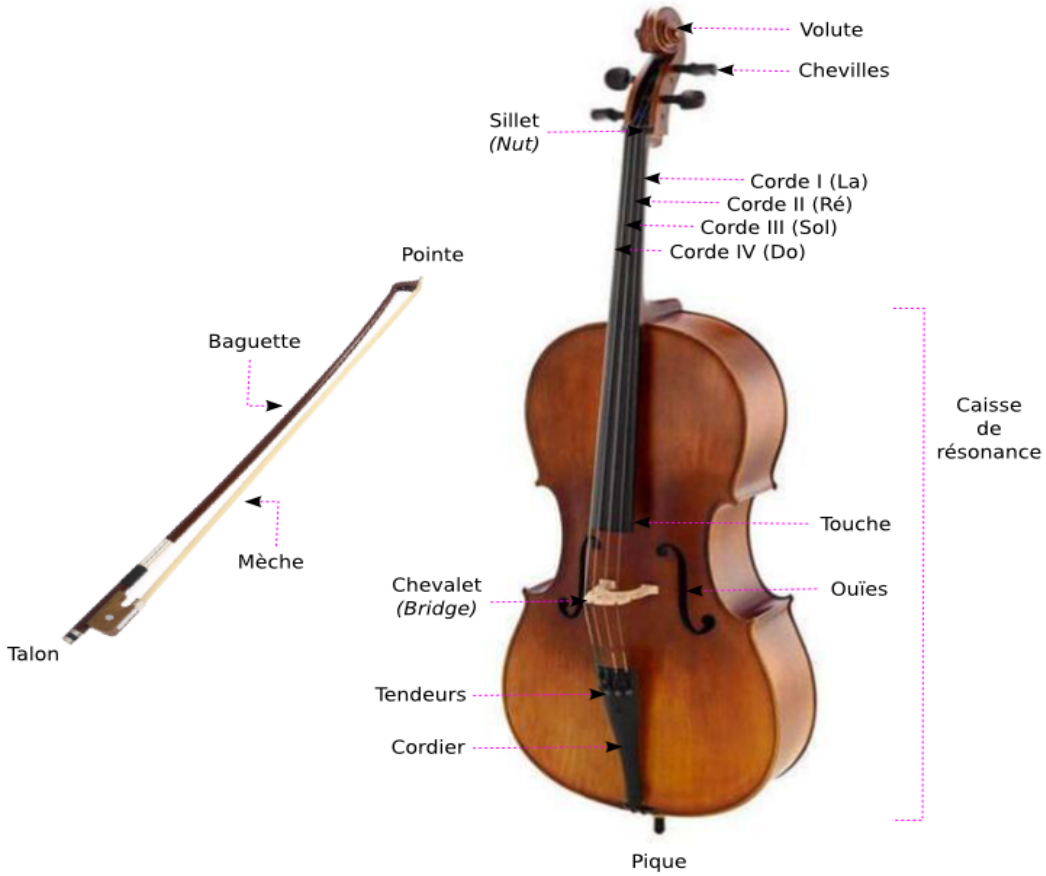


FIGURE 2.1 – Caractéristiques du violoncelle et de l'archet

2.1.1.2 Aspect opératoire

Les gestes instrumentaux[1] de main droite et main gauche constituent l'interface directe de contrôle du son du musicien sur l'instrument [Rasamimanana 2008a]. En effet, la main droite joue essentiellement le rôle d'excitateur, puisqu'elle régule l'interaction entre les crins de l'archet et la corde. La main gauche quant à elle joue le rôle de sélecteur, en contrôlant la longueur de la corde qui est jouée [Maestre 2009]. Si la qualité du toucher de main gauche est importante pour la *mise en vibration* correcte de la corde et le maintien de la hauteur de la note jouée, elle ne contribue pas néanmoins directement au transfert d'énergie mécanique entre l'excitateur et le couple vibrateur/résonateur, donc à l'énergie sonore effectivement rayonnée par l'instrument.

Théoriquement, la mise en vibration de la corde est optimale lorsqu'elle résulte d'un déplacement perpendiculaire de l'archet par rapport à la corde, ce qui induit aussi une certaine coordination entre les segments du bras droit. Il s'agit d'un geste ou plutôt d'un acte précis, qui va déterminer les caractéristiques de l'émission sonore elle-même, en particulier de sa force et de son élan [Hoppenot 1981]. En réalité, des études de trajectoire de l'archet basées sur les cyclographes de [Hodgson 1958] ont pu mettre en évidence des formes plus courbes que réellement perpendiculaires aux cordes [Schoonderwaldt 2007]. Le mouvement de l'archet expert nécessite ainsi une grande maîtrise et notamment la capacité de savoir "envelopper" les transitions réalisées par la main droite ou la main gauche, afin d'économiser au mieux l'énergie d'un bout à l'autre de l'acte moteur [Nelson 1983]. Ce principe dit "du moindre effort" est fortement lié à la capacité d'anticipation de l'instrumentiste. Nous en reparlerons plus longuement à la section 2.8.8, car cela est important pour estimer l'influence des mouvements posturaux des violoncellistes sur l'expressivité musicale.

2.1.1.3 Paramètres de contrôle de l'archet

On désigne couramment par geste producteur du son, non pas le geste instrumental du bras droit lui-même, mais l'ensemble des paramètres physiques impliqués lors de la conduite et le contrôle de l'archet sur la corde. Parmi ceux-ci, trois paramètres sont dits primaires, car ils déterminent particulièrement la nature du son produit [Askenfelt 1986, Askenfelt 1988, Guettler 2002] :

- ***Vitesse de l'archet*** : Il s'agit des variations de position transversales de l'archet par rapport aux cordes. Ce paramètre contrôle l'amplitude de la vibration de la corde et est donc hautement corrélé à l'énergie sonore émise par l'instrument. Il a aussi une influence importante sur l'énergie des composantes haute-fréquence du spectre acoustique : les vitesses d'archet les plus faibles produisent les plus grandes amplitudes relatives des partiels supérieurs [Guettler 2003b]. Nous aurons l'occasion de retrouver ces mappings entre la vitesse d'archet et les caractéristiques spectro-temporelles du son à la section 8.1 de notre étude.
- ***Force de l'archet*** : Il s'agit du degré de "pression" appliquée par l'archet au point de contact avec les cordes. Comme pour la vitesse, ce paramètre joue un rôle important sur le timbre et la *brillance* du son, c'est-à-dire la proportion d'énergie dans les hautes fréquences du spectre acoustique : Les forces d'archet les plus grandes produisent les sons les plus "brillants" [Demoucron 2008, Schoonderwaldt 2009].
- ***Distance de l'archet au chevalet*** : Il s'agit de la distance entre le point de contact de l'archet avec la corde et le chevalet. Ce paramètre influe sur l'amplitude de vibration de la corde de concert avec la vitesse d'archet. Comme pour la force, il impacte aussi la *brillance* du son : les distances d'archet les

1. La notion de geste intrumental du musicien est définie en détail à la section 2.4. Pour un violoncelliste, [Cadoz 2000] distingue notamment deux gestes d'interaction avec l'instrument : Les gestes d'excitation/sélection de corde (par le bras droit) et les gestes de modification/sélection de note (par le bras gauche).

plus petites (archet proche du chevalet) produisent les plus grandes amplitudes relatives des partiels supérieurs [Guettler 2003b].

Trois autres paramètres secondaires de l'archet permettent au musicien de faciliter le contrôle des trois premiers :

- *Position de l'archet* : Il s'agit de la distance entre le talon de l'archet et son point de contact sur la corde. Ce paramètre n'influence pas au premier ordre les vibrations de la corde mais reflète en revanche la manière dont le musicien organise son jeu.
- *Inclinaison de l'archet* : Il s'agit de l'angle du pivot formé par l'archet avec les cordes. Cet angle permet essentiellement de sélectionner une des quatre cordes de l'instrument.
- *Tilt de l'archet* : Il s'agit de l'angle de rotation de l'archet autour de son axe. En jouant sur ce paramètre, le musicien peut moduler la largeur de crins de l'archet en contact avec la corde et ainsi modifier subtilement le degré de force appliquée sur la corde.

2.1.1.4 Modes de jeu

Les contraintes biomécaniques du corps humain et les mécanismes propres au fonctionnement acoustique de l'instrument déterminent en grande partie les mouvements possibles de l'archet [Rasamimanana 2008a]. Le mouvement de base consiste à effectuer des allers-retours qualifiés de *tiré d'archet* (du talon à la pointe) et de *poussé d'archet* (de la pointe au talon). Mais de nombreux autres modes de jeu existent pour les instruments à cordes frottées, qui sont choisis par les musiciens en fonction de l'expressivité désirée dans le discours. [Rasamimanana 2008a] s'est par exemple intéressé à deux coups d'archet en particulier : le *détaché* consistant à effectuer un coup d'archet par note dans un mouvement d'aller/retour régulier, et le *martelé* pour lequel le mouvement du bras est plus rapide et violent, afin d'obtenir une attaque percussive au talon comme à la pointe. Il a été montré que ces deux coups d'archet pouvaient être discriminés d'au moins deux façons : sur la base des accélérations minimales et maximales de l'archet [Rasamimanana 2006], mais aussi par rapport aux caractéristiques des reprises entre chaque coup d'archet [Rasamimanana 2007a].

Concernant les reprises d'archet, Rasamimanana montre notamment que c'est l'agencement entre les composantes bruitées et périodiques, qui permet de discriminer les deux coups d'archet *détaché* et *martelé*. On retrouve ici une analogie intéressante avec le langage (cf section 2.3.2), puisque l'articulation des gestes de bras droit lors des modes de jeu suivrait la même logique que l'articulation d'un discours parlé, composé d'enchaînements spécifiques entre consonnes et voyelles [Galamian 1993, Wolfe 2002]. Dans cette thèse, nous nous concentrerons sur deux modes de jeu particuliers : le *détaché* et le *legato*. Ce dernier mode permet notamment d'englober plusieurs notes au sein d'un même coup d'archet. La partie "voisée" est normalement prépondérante dans un coup d'archet *legato*, mais nous verrons que sous certaines conditions posturales, des éléments bruités peuvent apparaître et altérer les contours mélodiques comme le caractère musical. D'autres hypothèses sont également posées sur cette altération physique du son un peu plus loin (section 2.1.3).

2.1.2 Fonctionnement vibratoire

2.1.2.1 Mécanisme de vibration de la corde

La physique et le comportement vibratoire de la corde frottée sont connus depuis [Von Helmholtz 1892]. A l'époque, Helmholtz s'est servi d'un microscope à vibration pour montrer que le mouvement de la corde excitée par un archet pouvait être décrit comme le déplacement d'un coin en forme de V. Ce coin dit "de Helmholtz" effectue des allers/retours entre le chevalet et le sillet à une

période qui détermine la fréquence fondamentale de vibration de la corde. Visuellement, cela se traduit par une forme de fuseau ample et stable, qui est l'enveloppe de la vibration résultant des déplacements du coin indiscernables à l'oeil nu. De nombreuses recherches se sont intéressées aux régimes d'oscillation du coin de Helmholtz et à ses conséquences sur le son [Pitteroff 1998a, Woodhouse 1993b, Woodhouse 2004]. Dans le cas idéal, chaque passage du coin au niveau du point de friction de l'archet déclenche l'une des deux phases du mécanisme de vibration de la corde (voir figure 2.2(a)) :

- ***Phase d'adhérence*** (*sticking phase*) : Cette phase est déclenchée lorsque le coin passe par l'archet dans le sens chevalet vers sillet. La corde adhère alors à l'archet sous l'effet de friction de la colophane, et subit un déplacement transversal de vitesse identique. Il s'ensuit une première fonction d'onde transversale, matérialisée par la course du coin sur la portion de corde supérieure à l'archet et réfléchit par le sillet.
- ***Phase de glissement*** (*slipping phase*) : Cette phase est déclenchée lorsque le coin passe par l'archet dans le sens sillet vers chevalet. La fore de rappel de la corde devient supérieure à celle de la force de friction, qui rompt et laisse alors la corde glisser sous l'archet dans la direction opposée au déplacement de ce dernier. Il s'ensuit une deuxième fonction d'onde transversale, matérialisée par la course du coin sur la portion de corde inférieure à l'archet et réfléchit par le chevalet.

Selon les gestes de production de l'instrumentiste, c'est-à-dire les combinaisons de paramètres physiques fournis à la corde par l'archet, la succession temporelle des phases d'adhérence/glissement (*stick/slip*) et la durée de leurs interactions, vont conditionner des régimes vibratoires différents pour la corde [Pérez Carrillo 2009]. Le cas idéal que nous avons décrit correspond à un régime d'alternance régulier appelé *régime de Helmholtz*. Il s'agit d'un mouvement périodique de la corde dans lequel chaque cycle de rotation du coin contient un seul enchaînement des phases d'adhérence et de glissement. Sur plusieurs cycles, cette alternance idéale de phases donne naissance à un mouvement en forme de dent de scie qui se répète à l'inverse de la fréquence de résonance de la corde (220 fois par seconde pour la corde de 'La' par exemple) [Caussé 2005]. On représente ce signal de vibration de la corde figure 2.2(b), avec sa dérivée la vitesse qui dans la théorie se traduirait par une forme en créneau. Si on prélève le signal vibratoire de la corde appliqué au chevalet, à l'aide de transducteurs de force par exemple [Pérez Carrillo 2009], on constate que la forme de cette force est également une dent de scie, coïncidant avec chaque phase d'adhérence/glissement de la corde. Il s'agit là du signal d'excitation réellement transmis à la structure sonore de l'instrument (figure 2.2(c)).

2.1.2.2 Diagramme de Schelleng

Pendant la performance, un violoncelliste joue sur les "couleurs" et les "courbes" du son produit en modulant continument les trois paramètres primaires caractéristiques de l'interaction archet/corde (vitesse, force, distance au chevalet). Seules certaines combinaisons de ces paramètres sont susceptibles de placer la corde dans le "régime de Helmholtz" que nous avons décrit, et de produire la perception d'une hauteur (pitch) de note [Rasamimanana 2008a]. Par exemple, si on éloigne l'archet du chevalet à vitesse constante, la plage possible de forces applicable à la corde est réduite [Pérez Carrillo 2009]. L'espace de jouabilité d'un instrument à cordes frottées peut ainsi être représenté comme une fonction des trois paramètres de contrôle primaires. On trouve essentiellement dans la littérature une représentation d'un tel espace par des diagrammes dits de *Schelleng* [Schelleng 1973]. Ces diagrammes représentent l'espace de jeu en deux dimensions (la force versus la distance au chevalet) sur un registre de plusieurs vitesses.

Comme illustré figure 2.3(a), Schelleng a divisé son espace en trois zones correspondant à trois régimes possibles de vibration. La zone dite *Normal* correspond à la plage de fonctionnement stable de l'instrument, celle du régime de Helmholtz. Des seuils de force d'archet minimale et maximale délimitent d'autres régimes possibles (respectivement *Higher modes* et *Raucous*), mais dans lesquelles le son produit n'est plus périodique. Un diagramme de Schelleng se construit généralement au moyen d'une machine de

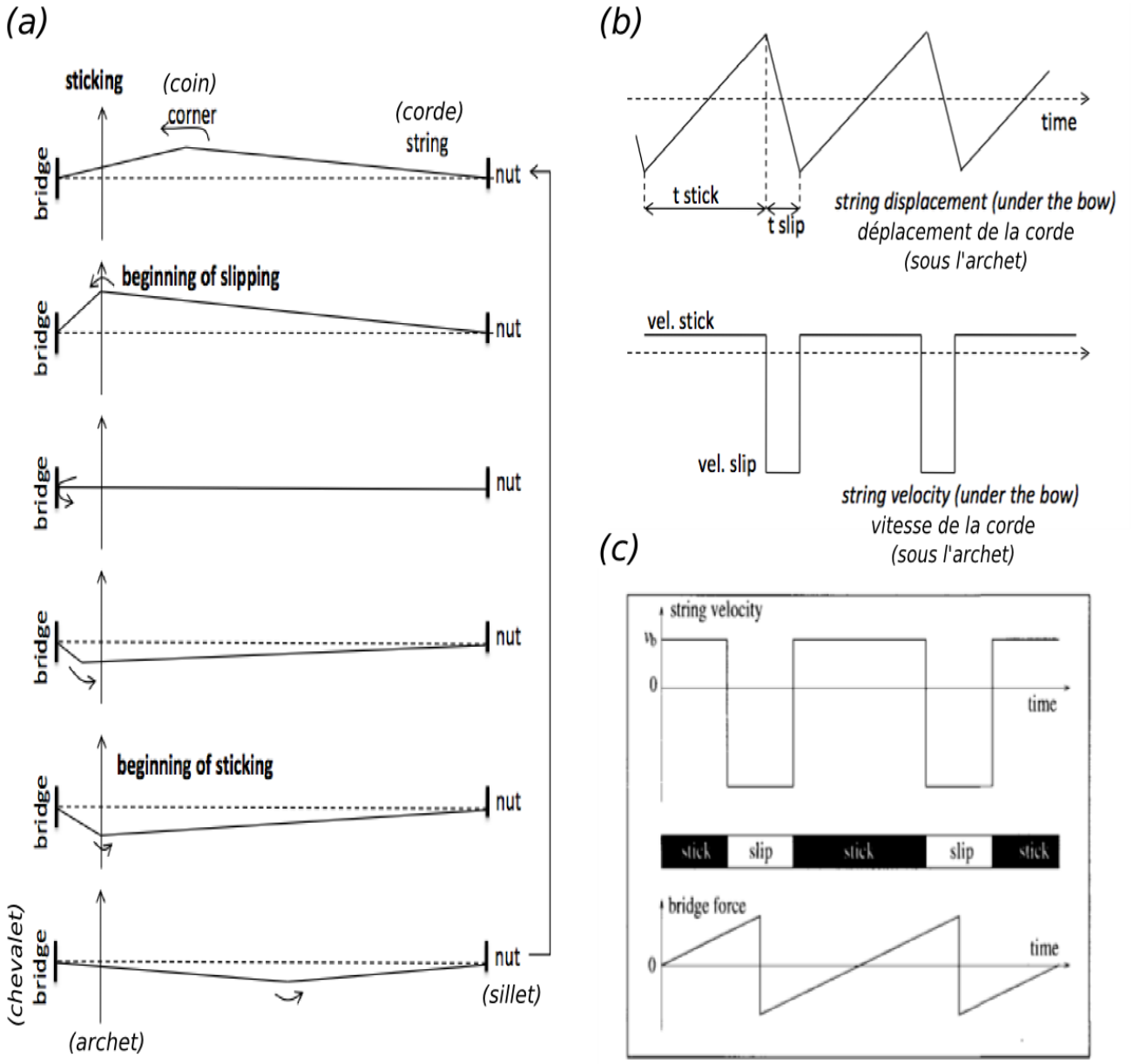


FIGURE 2.2 – Les deux phases du mécanisme de vibration de la corde : Adhérence/glissement (*stick/slip*). **(a)** Parcours du coin de Helmholtz le long de la corde. **(b)** Signal lié au déplacement périodique de la corde avec sa vitesse associée (régime de Helmholtz). **(c)** Signal de la force appliquée par la corde sur le chevalet. Les illustrations (a) et (b) sont tirées de [Pérez Carrillo 2009], et l'illustration (c) de [Pitteroff 1998b]

contrôle des paramètres physiques de l'interaction archet/corde (*bowing machine*). La vitesse de l'archet est gardée fixe, tandis que sont testées différentes combinaisons de force et distance au chevalet. Pour chaque vitesse et donc chaque diagramme de Schelleng, les frontières minimales et maximales de la force d'archet vont varier (voir figure 2.3(b)). Il est aussi possible de déterminer ces limites à l'aide de modèles idéalisés du mécanisme vibratoire d'une corde frottée, tel que le modèle de [Raman 1918] utilisé par [Woodhouse 1993a].

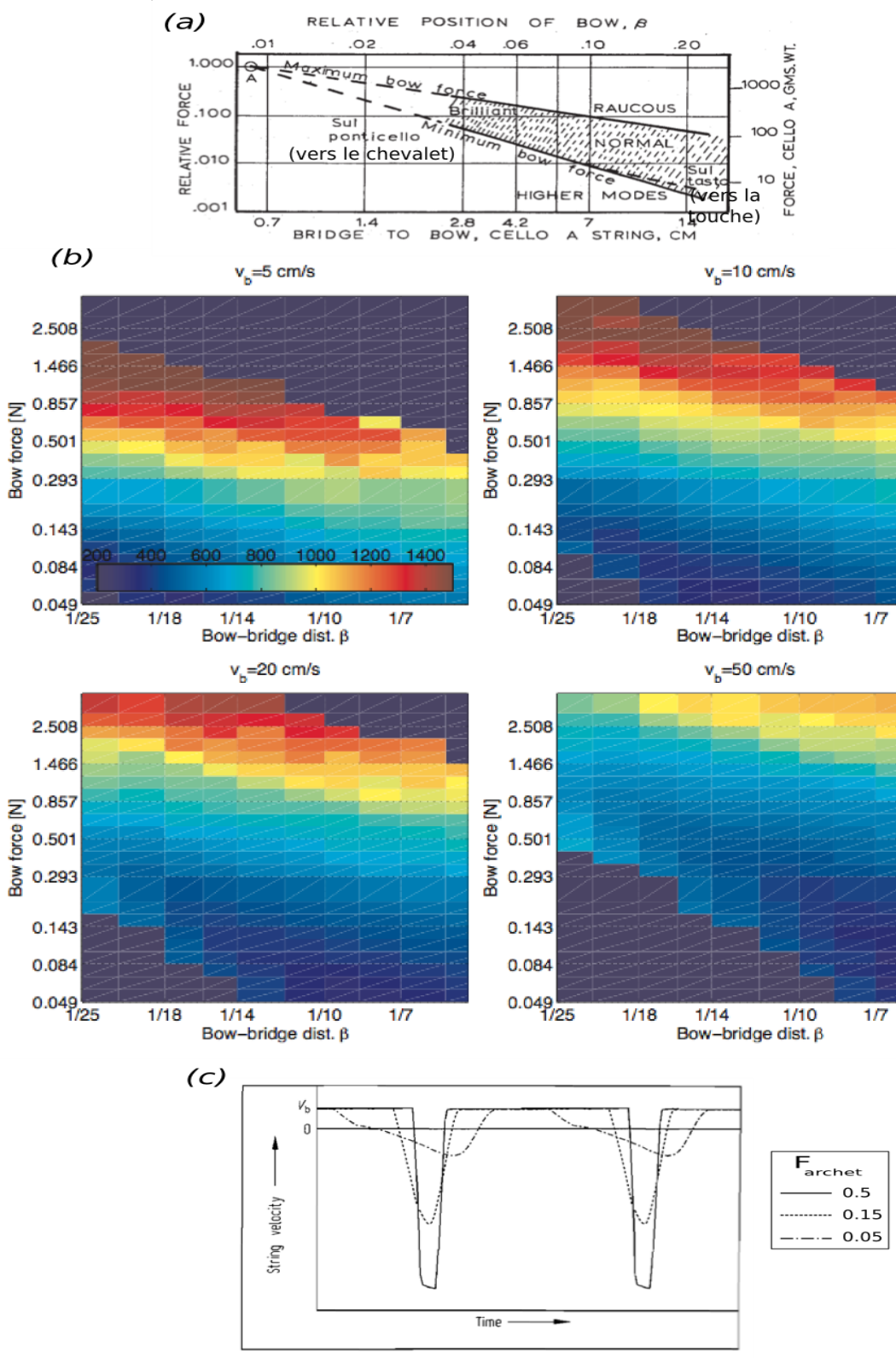


FIGURE 2.3 – **(a)** Diagramme de Schelleng : A vitesse d'archet fixée, ce diagramme définit le triangle de fonctionnement entre la force et la distance au chevalet, pour entretenir le régime périodique de Helmholtz (tiré de [Schelleng 1973]). **(b)** Valeurs de brillance (en Hz) d'un son de violon dans le diagramme de Schelleng, et calculées pour une variété de combinaisons de force/distance au chevalet (tiré de [Demoucron 2008]). **(c)** Influence de la force d'archet sur la vitesse de déplacement de la corde au cours des phases d'adhérence/glissement (tiré de [Woodhouse 1993c]).

2.1.3 Effets des paramètres physiques sur la vibration et le son

2.1.3.1 Effets de la force d'archet

[Schelleng 1973] a montré que la vitesse de vibration de la corde était affectée par les changements de force de l'archet. En fait, la force de l'archet a pour effet d'arrondir ou d'aiguiser le coin de Helmholtz qui parcourt la corde. Cela a donné lieu à une théorie dite du "coin arrondi" [Cremer 1984], dans laquelle la proportion d'arrondissement du signal en dent de scie au chevalet est directement déterminée par les durée relatives des phases d'adhérence et de glissement (*stick/slip*) de la corde sous l'archet [Pitteroff 1998b, Maestre 2009]. La figure 2.3(c) illustre cette influence de la force d'archet sur le profil de vitesse de vibration de la corde [Woodhouse 1993c]. Elle révèle des changements de l'équilibre entre phases d'adhérence et de glissement, dans les limites de la plage de fonctionnement acceptable du régime de Helmholtz :

- ***Force d'archet faible*** : Plus la force de l'archet baisse, plus la forme en créneau idéale de la vitesse de la corde s'aplatit. Il en résulte un déclenchement anticipé de la phase de glissement (*premature triggering*) [Guettler 2002]. Physiquement, cela se traduit aussi par un arrondissement du coin de Helmholtz, et du signal en dent de scie prélevé au chevalet. Le signal excitateur étant plus rond, son spectre est moins riche, et le son émis par la caisse devient moins brillant, il s'appauvrit en composantes aigües. En-deçà du seuil minimal de la force d'archet (zone *Higher modes*), la phase d'adhérence devient inexistante et l'archet ne fait alors plus que glisser sur la corde (un phénomène aussi appellé *multiple slips* par [Guettler 2002]). D'où la nécessité pour l'instrumentiste de "rentrer suffisamment dans la corde" au moment de la prise de son [Gagnepain 2001, Caussé 2005].
- ***Force d'archet forte*** : A l'inverse, lorsque la force de l'archet sur la corde augmente, la forme du signal de vitesse de corde devient davantage carré. Il en résulte un rétrécissement de la phase de glissement allant parfois même jusqu'à retarder son déclenchement (*delayed tiggering*) [Guettler 2002]. Physiquement, cela se traduit aussi par un aiguisage du coin de Helmholtz, et du signal en dent de scie prélevé au chevalet. Le signal excitateur étant plus aiguisé, son spectre est plus riche, et le son émis par la caisse devient plus brillant, il s'enrichit en composantes aigües. Au-delà du seuil maximal de force d'archet (zone *Raucous*), la phase de glissement devient inexistante, car la force de friction est trop forte. En plus d'engendrer une sonorité éraillée, il peut aussi se produire un phénomène de "bémolisation" avec la note qui devient fausse (*pitch flattening*) [McIntyre 1979, Schoonderwaldt 2009].

2.1.3.2 Effets de la vitesse d'archet

Dans cette thèse, nous serons amenés à nous intéresser plus particulièrement à l'influence de la vitesse d'archet sur les caractéristiques acoustiques du son produit par le violoncelle (chapitre 7). Guettler a montré que les changements de vitesse seuls de l'archet engendrent des altérations caractéristiques lors de la transition entre phases d'adhérence et de glissement de la corde [Guettler 2003b]. Comme illustré figure 2.4(a), ces altérations sont en fait de nature inverse à celles causées par la force d'archet : à mesure que la vitesse d'archet augmente, la forme en créneau idéale de la vitesse de la corde s'aplatit, ce qui rallonge davantage la phase de glissement. Cette observation se comprend bien d'un point de vue physique, puisque si la vitesse d'archet est plus grande, il faudra plus de temps à la corde pour glisser sous l'archet jusqu'à sa position initiale, en raison de la friction accrue du déplacement.

En conséquence, les vitesses d'archet les plus faibles sont celles qui permettent à la corde de glisser le plus vite (phase de glissement réduite), et produisent donc un signal en dent de scie plus aiguisé au niveau du chevalet. Le signal excitateur étant plus aiguisé, le signal sonore émis par la caisse s'enrichit naturellement en composantes aigües [Guettler 2003a]. On peut constater ce phénomène dans la figure

2.4(b) où, par comparaison relative, les plus grandes vitesses d'archet induisent un plus grand appauvrissement des composantes haute fréquence dans le spectre de vitesse de vibration de la corde. La figure 2.3(b) fournit une autre représentation (par diagramme de Schelleng) de l'effet de la vitesse d'archet sur la brillance du son.

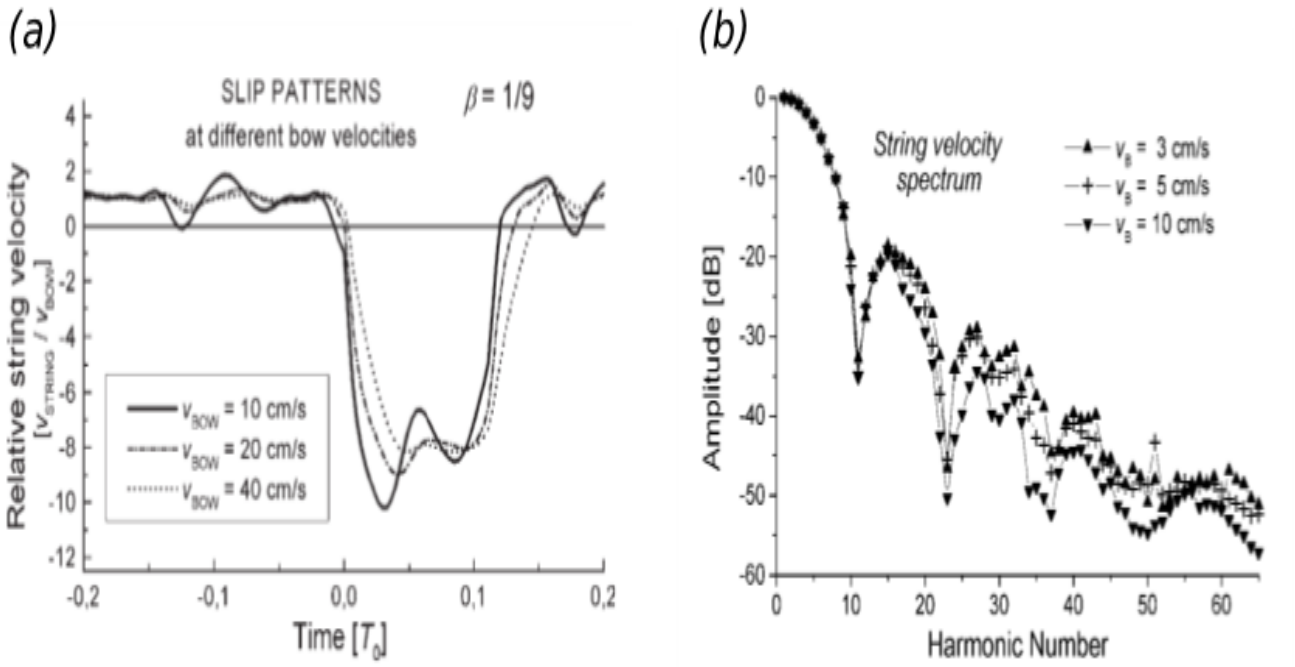


FIGURE 2.4 – **(a)** Comparaison des phases de glissement (*slip patterns*) de la corde sous l'archet simulées pour différentes vitesses d'archet. Les force et distance au chevalet sont constantes (tiré de [Guettler 2003b]). **(b)** Comparaison de la richesse des composantes du spectre de vitesse de vibration de la corde, en fonction de la vitesse d'archet (tiré de [Guettler 2003a])

2.1.4 Effets des transitoires d'attaque sur le son

2.1.4.1 Transitoire du régime de Helmholtz

Selon [Hoppenot 1981], le premier contact de l'archet avec la corde est de la plus grande importance, puisqu'il faut parvenir en un temps minimum à faire sortir la corde de son état d'inertie pour la mettre en vibration optimale. L'établissement de la hauteur tonale caractéristique du régime de Helmholtz est illustré à la figure 2.5. On peut constater que sous une accélération constante de l'archet, l'alternance des phases d'adhérence et de glissement de la corde sous l'archet est régulière et gagne progressivement en amplitude au cours du transitoire [Guettler 2004]. Cette augmentation progressive de la vitesse de déplacement de la corde s'acccompagne d'une amplification proportionnée de la quantité de vibrations transmises à l'air environnant par la structure sonore [Caussé 2005]. L'intensité de ces vibrations se retrouve dans l'énergie du signal acoustique, que l'on mesure généralement par le niveau RMS (*Root Mean Square level*) [Pérez Carrillo 2009]. Nous aurons l'occasion d'expérimenter cette corrélation entre la vitesse d'archet et le niveau d'énergie du signal acoustique, lors de l'étude menée au chapitre 8 de la thèse.

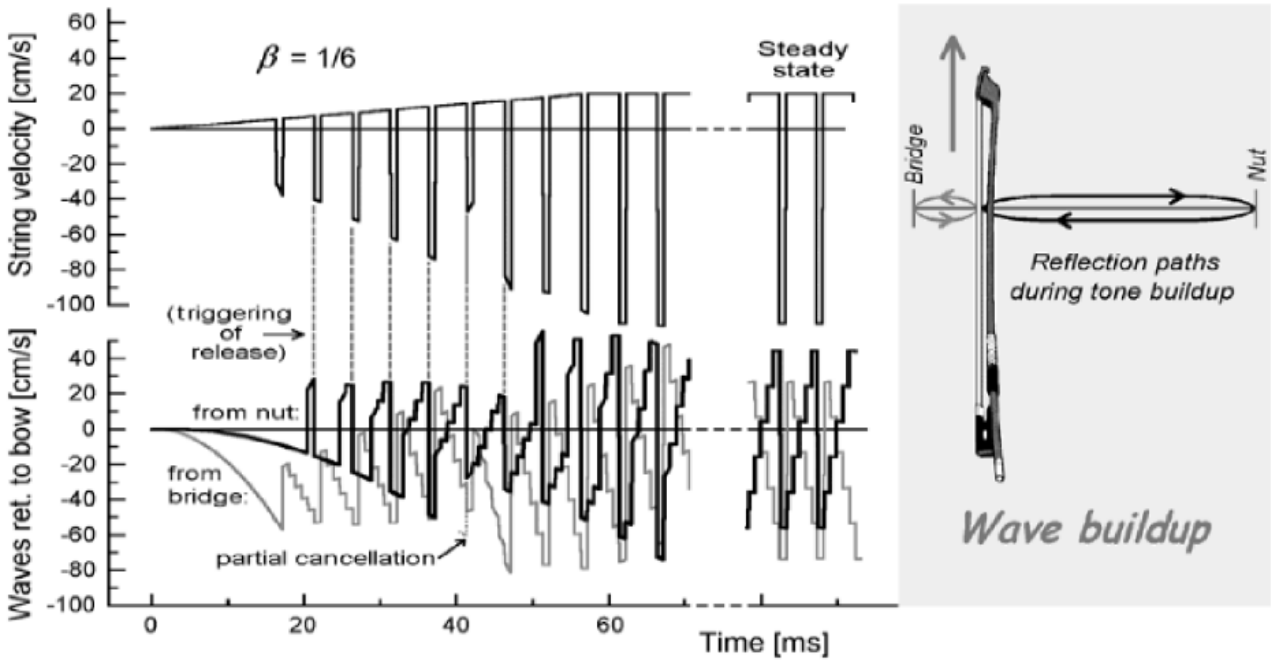


FIGURE 2.5 – Simulation de la naissance et transitoire de la vibration de la corde jusqu'à l'établissement du régime de Helmholtz, sous une accélération constante de l'archet. *En haut :* La vitesse de déplacement de la corde avec ses alternances caractéristiques de phases d'adhérence/glissement. *En bas et à droite :* Les deux fonction d'onde transversales générées par le déplacement du coin de part et d'autre de l'archet (tiré de [Guettler 2004]).

2.1.4.2 Trois régimes transitoires *pré-Helmholtz*

De nombreux travaux se sont intéressés à l'influence de l'attaque sur le timbre produit par l'instrument [Woodhouse 1993c, Guettler 1997, Guettler 2002]. Cette phase transitoire s'avère en effet être déterminante pour la perception de la qualité et de la "couleur" du son [Pérez Carrillo 2009], que nous développerons plus en détail section 2.1.8. La qualité d'une attaque dépend de la combinaison des paramètres physiques utilisés au cours du temps, notamment du rapport de vitesse et de "poids" de l'archet engagés dans l'action [Hoppenot 1981]. On obtiendrait ainsi différents "caractères", par *une attaque résolue ou amortie, incisive ou souple*, fonction du degré de relâchement plus ou moins progressif de la force sur la corde, mais aussi de *l'élan*, c'est-à-dire l'accélération initiale communiquée à l'archet : *Au violon, c'est la prise de son initiale qui joue le rôle de la chiquenaude. Ce départ du son est essentiellement constructif et l'on soignera jamais assez cet instant qui détermine la qualité de tous les developpements ultérieurs* [Hoppenot 1981].

Dans [Guettler 1997], trois régimes de vibration transitoires, appelés *pré-Helmholtz*, sont mis en évidence pour différentes combinaisons de force et d'accélération initiale de l'archet. Ces régimes définissent la qualité de l'attaque par rapport aux trois zones de timbre du diagramme de Schelleng (figure 2.6(a)). Leur effet sur la vibration de la corde se caractérise par des décalages spécifiques entre phases d'adhérence et glissement (figure 2.6(b)), similaires à ceux décrits à la section 2.1.3 pour la force d'archet. Au final, les changements vibratoires induits par chaque régime sont reconnaissables dans le spectre acoustique et l'évolution des harmoniques au cours du temps (figure 2.6(c)). On synthétise ici les caractéristiques des trois types d'attaque de régime *pré-Helmholtz* [Guettler 2002, Guettler 2004] :

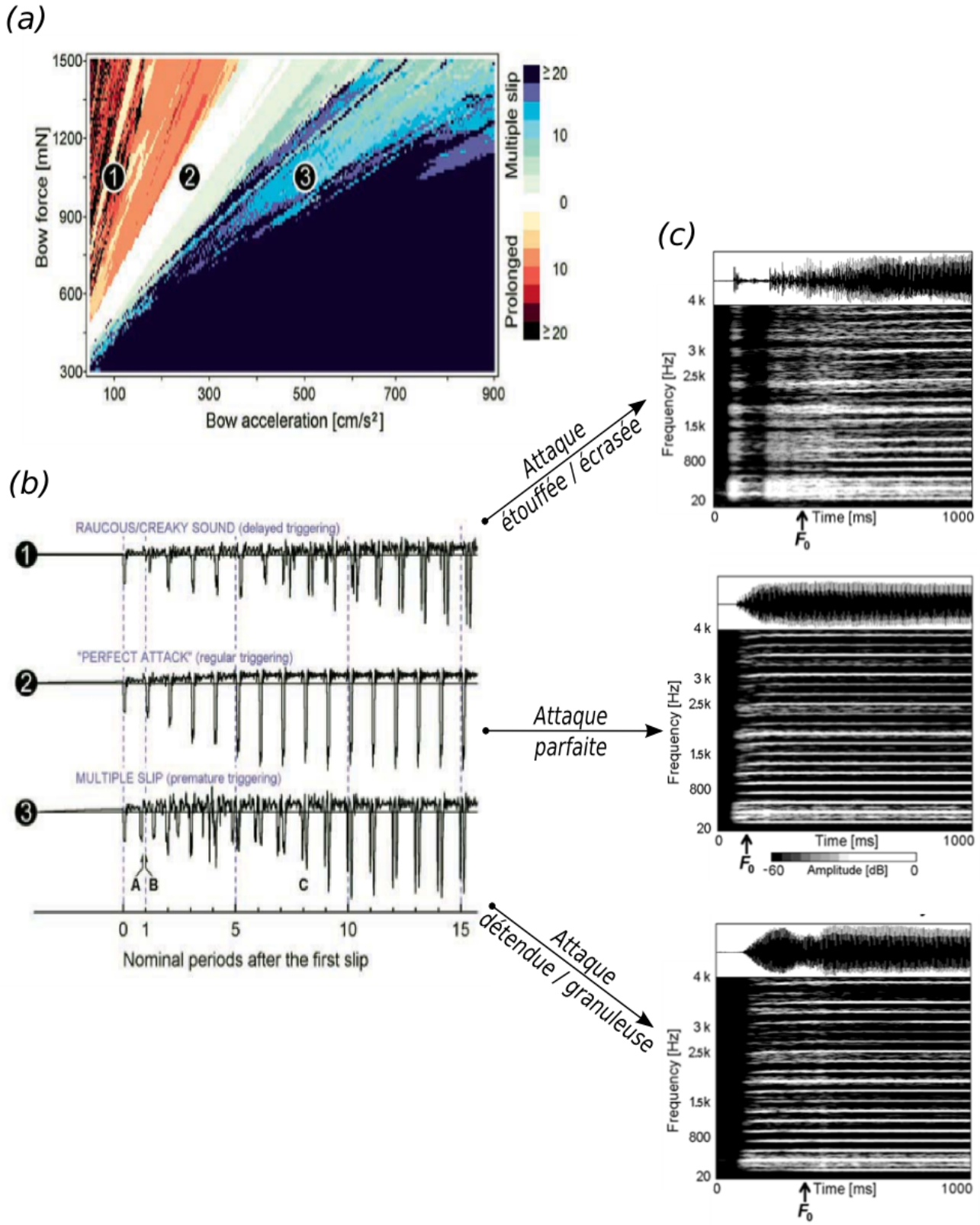


FIGURE 2.6 – Les trois régimes *pre-Helmholtz* identifiés par rapport aux zones du diagramme de Schelleng, lors d'une note jouée au violon. **(a)** Visualisation des trois régimes en fonction de la force et de l'accélération initiale de l'archet. Les zones des régimes sont discriminées en fonction de l'avance ou du retard pris par la période nominale de glissement. **(b)** Effet des trois régimes sur les phases d'adhérence/glissement du signal de vitesse de déplacement de la corde (tiré de [Guettler 2002]). **(c)** Effet des trois régimes sur les spectrogrammes sonores associés (tiré de [Guettler 2004]).

- **Attaque étouffée/écrasée** (***choked/creaky***) : Conduit à la zone *Raucous* du diagramme de Schelleng, pour laquelle le glissement de la corde sous l'archet se déclenche trop tard (*delayed tiggering*). Cela se traduit par un spectrogramme acoustique bruité, révélateur du désordre dans la naissance des harmoniques.
- **Attaque parfaite** (***perfect***) : Correspond à la zone *Normal* du diagramme de Schelleng, pour laquelle le glissement de la corde sous l'archet est bien coordonnée à son adhérence. Cela se traduit par un spectrogramme acoustique propre, révélateur d'une naissance ordonnée et constructive de tous les harmoniques.
- **Attaque lâche/granuleuse** (***loose/scratchy***) : Conduit à la zone *Higher modes* du diagramme de Schelleng, pour laquelle le glissement de la corde sous l'archet se déclenche trop tôt (*prematured tiggering*). Cela se traduit par un spectrogramme acoustique moins propre, et un retard global dans la naissance des harmoniques.

Les spectrogrammes de la figure 2.6(c) révèlent aussi que le son est construit de manière bien plus rapide et ordonnée lors d'une attaque parfaite que lors des deux autres types d'attaque. A l'aide d'études psychoacoustiques, [Guettler 1997] a montré que pour rester musicalement acceptable, la durée de l'attaque des sons devait être inférieure à 50ms-90ms en fonction du type de régime *pré-Helmholtz*. Au delà de ces durées, on perd la hauteur du son, ce qui correspond à un basculement dans l'une des deux zones extrêmes du diagramme de Schelleng (*Raucous* ou *Higher modes*). Ces considérations seront utiles au chapitre 7, lors de notre étude qualitative sur le timbre du son en fonction de conditions posturales d'immobilisation.

2.1.5 Modélisations physique et acoustique

2.1.5.1 Modèles physique versus signal

De nombreuses recherches se sont intéressées à la modélisation du comportement vibratoire de la corde frottée [McIntyre 1979, Smith 1992, Woodhouse 1993a, Pitteroff 1998b]. Elles ont donné lieu à des techniques de synthèse dite par *modèle physique*, car centrées sur l'instrument et le phénomène physique de production du son. Cette approche de la synthèse se distingue classiquement de celle centrée sur les composantes du son, c'est-à-dire la *modèlisation du signal acoustique* [Kronland-Martinet 2001]. Si la synthèse par modélisation du signal est celle qui nous intéressera à la section 7.5 de cette thèse, en raison notamment de son lien plus direct à la perception, la synthèse par modèle physique présente l'avantage d'être plus facilement "pilotable", puisqu'elle s'interface directement aux paramètres physiques de contrôle réels de l'instrument. Dans le cas d'une modélisation physique du violoncelle par exemple, l'un des paramètres de contrôle d'entrée serait un profil de vitesse de l'archet, plutôt qu'une enveloppe d'amplitude des composantes du son (comme on pourrait le trouver dans un modèle de signal). La structure physique reliant les différentes parties du modèle doit néanmoins être connue à l'avance, ce qui représente un manque de flexibilité par rapport au modèle de signal acoustique [Maestre 2009].

2.1.5.2 Approche physique : les guides d'onde

Les modèles physiques de corde frottée sont généralement construits à partir des solutions des équations de propagation des ondes [Cremer 1984]. L'un des modèles les plus utilisés est celui de la synthèse par guide d'onde (*digital waveguide synthesis*) [Smith 1992]. Cette méthode simule le trajet du coin de Helmholtz sur la corde en composant les deux fonction d'onde transversales caractéristiques des réflexions de part et d'autre de l'archet (voir figure 2.5). Un guide d'onde est implémenté classiquement à l'aide d'une paire de lignes à retard connectées par deux filtres en leurs extrémités (voir figure 2.7(a)). Ces derniers simulent les phénomènes de réflexion et dispersion de chaque onde au sillet comme au chevalet

[Karjalainen 1991]. Lorsque les deux filtres sont combinés en un seul dit filtre en boucle (*loop filter*), l'algorithme du guide d'onde offre une solution de synthèse réaliste, rapide et peu coûteuse en temps de calcul. [Chafe 1989] a developpé un modèle physique par guide d'onde pour le violoncelle. Le principe a été transposé pour d'autres instruments à cordes pincées comme la guitare [Karjalainen 1993], et entretenu par le souffle comme la flûte [McIntyre 1983, Ystad 2001] ou la clarinette [Guillemain 2005, Barthet 2008].

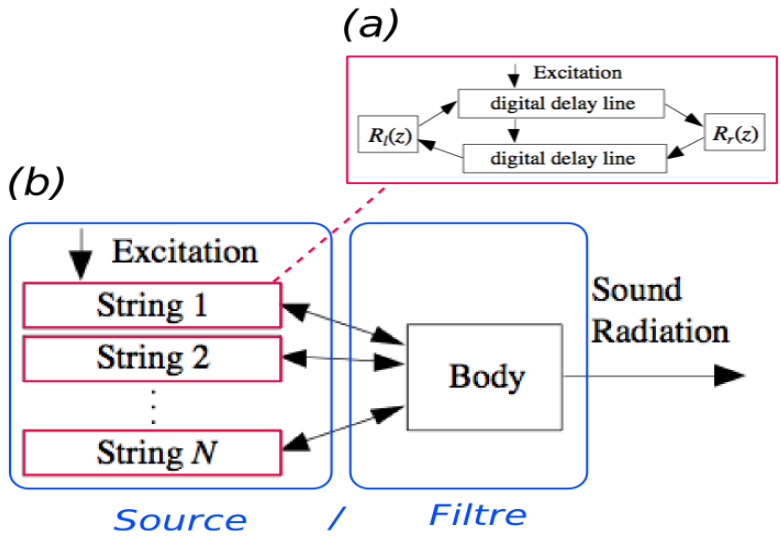


FIGURE 2.7 – **(a)** Modèle physique par guide d'onde d'une corde frottée. **(b)** Modélisation source/filtre du fonctionnement du violon. Dans ce schéma tiré de [Karjalainen 1993], le son produit résulterait du couplage entre une source (la corde modélisée comme un guide d'onde) et un corps résonant (la structure sonore de la caisse). Voir section 2.1.6 pour plus de détails.

2.1.5.3 Approche signal : l'analyse/synthèse

Les techniques d'analyse/synthèse des signaux acoustiques cherchent à modéliser les propriétés du son dans un rapport étroit avec la perception auditive. Elles ne s'intéressent donc pas aux causes de son, à la manière dont il a été produit par l'instrument (ce qui relève de l'approche physique), mais à ses conséquences, c'est-à-dire à l'effet de l'évolution spectro-temporelle de ses composantes du point de vue perceptif. Les représentations temps-fréquence du signal acoustique sont très utilisées par les modèles spectraux (*spectral models*) et bien adaptées aux opérations d'analyse/synthèse sur les sons d'instruments de musique [Tolonen 1998]. Parmi ces modèles, deux nous intéressent particulièrement pour notre étude :

- ***Synthèse additive*** : Cette technique est à la base des premières explorations et découvertes sur le timbre instrumental [Risset 1969, Risset 1982]. Elle consiste à considérer le son comme une superposition de signaux élémentaires, généralement sinusoïdaux, modulés en amplitude et en fréquence [Kronland-Martinet 2001]. Pour les sons périodiques ou quasi-périodiques comme ceux produits par le violoncelle en régime de Helmholtz, ces composantes sinusoïdales élémentaires ou *harmoniques* sont toutes multiples d'une fréquence fondamentale correspondant à la hauteur (*pitch*) d'émission du son. Une représentation temps-fréquence élémentaire de ces harmoniques est généralement obtenue par transformée de Fourier glissante (STFT ou *Short Time Fourier Transform*) sur le signal audio. Mais il est possible d'obtenir des informations plus fines sur les amplitudes, phases et fréquences instantanées de chaque harmonique par une extraction des pics composant chaque fenêtre spectrale de STFT, selon le modèle sinusoïdal décrit par [McAulay 1986] ou une décomposition spectrale en sous-bandes [Barthet 2007]. Certaines techniques comme la SMS (*Spectral Modeling Synthesis*) s'attachent de plus

à paramétrer les parties sinusoïdales (harmoniques) et résiduelles (bruitées) du son [Serra 1989]. Dans cette thèse, nous utiliserons certaines de ces méthodes de traitement du signal acoustique, notamment aux chapitres 4 pour extraire la fréquence fondamentale des sons et 7 pour calibrer des stimuli de synthèse.

- ***Synthèse soustractive*** : Cette technique consiste à filtrer linéairement un signal, de manière à ce que l'énergie de certaines de ses composantes fréquentielles soit amplifiée ou diminuée. A partir d'un signal riche en fréquences tel qu'un bruit, elle s'apparente au travail du sculpteur tentant d'extraire une forme de la masse brute et complexe du son. La méthode est très utilisée en synthèse de parole, car elle offre la possibilité de découpler l'excitation d'un signal source (la vibration des cordes vocales) de la réponse d'un système résonant (celle du conduit vocal). Dans le synthètiseur vocal de [McAulay 1986] par exemple, la source vibratoire est modélisée par synthèse additive sinusoïdale, et le conduit résonant par filtrage linéaire variant au cours du temps. Comme nous le verrons section 2.1.6, ce type de synthèse signal dite *source/filtre* peut intégrer des éléments de modélisation physique, afin de simuler les sons d'instruments de musique auto-entretenus (violon, flûte...). A la section 7.5.2.3 de la thèse, nous utiliserons la synthèse soustractive afin de "sculpter" les formants d'un son de violoncelle, c'est-à-dire modifier les résonances spectrales caractéristiques du timbre de l'instrument. Ce processus tirera partie de la séparation source/filtre, en effectuant notamment la synthèse croisée de deux sons de violoncelles, par application de l'enveloppe formantique (*filtre*) de l'un à l'excitation harmonique (*source*) de l'autre.

2.1.6 Synthèse sonore par séparation source/filtre

2.1.6.1 Le principe

Dans la littérature des instruments de musique à son entretenu (violon, flute, clarinette), on trouve souvent des modèles de synthèse sonores hybrides, combinant les qualités des deux approches physique et signal [Kronland-Martinet 2001]. Ce type de synthèse suppose de découpler au niveau de l'instrument la partie *source* de la partie *émettrice* du son. Une illustration en est donnée figure 2.7(b). On décrit ici ces deux parties dans le cadre des cordes frottées en se basant sur la taxonomie de [Gibet 1987] :

- ***Source*** : Elle se compose d'un couplage entre éléments *excitateur* (l'archet) et *vibrateur* (la corde). Cette source détermine le signal vibratoire produit au niveau du chevalet par l'interaction archet-corde, et généralement mesurée comme une vitesse de déplacement de la corde (voir figure 2.5). Si le comportement de la corde est physiquement modélisé par un guide d'onde (voir figure 2.7(a)), le système formé avec l'archet se comporte comme un guide d'onde non-linéaire, car l'excitation est de nature non linéaire [Kronland-Martinet 2001].
- ***Emetteur/Filtre*** : Il correspond à l'élément *résonateur* du système, le corps de la structure résonante (la caisse). Le résonateur donne sa couleur au son. Contrairement à la source continuellement entretenue, le corps résonnant se comporte comme un système linéaire et passif, car sa structure est invariante au cours du temps et son rayonnement s'accompagne de dissipation d'énergie. Pour cette raison, il est souvent modélisé par un filtre récursif linéaire [Woodhouse 2004].

On peut se rendre compte que la synthèse sonore de type source/filtre est une forme évoluée de la synthèse soustractive vue section 2.1.5, puisqu'elle revient à convoluer un signal excitateur (la source) par un filtre linéaire (le résonateur). La fonction de transfert de ce filtre est généralement déterminée par la réponse impulsionnelle de la caisse du violon [Pérez Carrillo 2009]. Celle-ci s'obtient facilement en enregistrant les résonances du son résultant d'un petit coup de marteau donné sur le chevalet. Un son de violon peut dès lors être synthétisé en convoluant le signal source vibratoire de la corde avec la réponse impulsionnelle de la caisse de l'instrument. Il est aussi possible de réaliser cette opération dans le domaine fréquentiel en multipliant la transformée de Fourier du signal source par celle représentant les

modes de résonance de la caisse. Nous utiliserons le principe de synthèse source/filtre à la section 7.3.1.3 pour capturer les résonances formantiques de l'instrument.

2.1.6.2 Le contrôle

Les recherches portant sur la modélisation du geste instrumental ont bien souvent pour objectif de réussir à contrôler les modèles de type source/filtre de manière réaliste, en modulant continument les actions concrètes impliquées dans la production du son. Les travaux de [McIntyre 1979, Chafe 1989, Rank 1999] représentent les premières tentatives de pilotage *off-line*, c'est-à-dire sans interface de contrôle virtuelle, pour l'excitation d'une corde frottée modélisée par guide d'onde. Par séparation source/filtre, [McIntyre 1979] parvient à "jouer" un modèle de corde de violon en faisant varier force et vitesse d'archet, et simuler des mouvements transitoires ou périodiques pertinents sur le plan musical. Le modèle physique de violon construit par [Demoucron 2007] sur une résolution modale de l'équation de la corde, utilise des contours de force/vitesse issus de performances réelles, pour simuler le rendu sonore de différentes techniques d'archet. Dans le cas du modèle de violoncelle proposé par [Chafe 1989], le contrôle est réalisé par cinq paramètres physiques d'entrée : les trois principaux liés à l'archet (force, vitesse, distance au chevalet) et deux paramètres liés à la corde (longueur, amortissement). Dans [Jaffe 1995], l'accent est mis sur la flexibilité et l'expressivité du modèle, en simulant des techniques d'archet main droite (*détaché, martelé, légato*) et main gauche (*glissando, vibrato*) réalistes.

La difficulté du contrôle de la synthèse sonore réside dans les possibilités de mise en correspondance (*mapping*) entre données gestuelles et sonores [Arfib 2002, Hunt 2002, Verfaille 2006]. Le modèle physique de [Demoucron 2008] se concentre particulièrement sur cet aspect de "jouabilité", et la qualité du *mapping* entre l'espace des paramètres de contrôle du régime périodique de Helmholtz (zone *Normal* du diagramme de Schelleng), et les propriétés acoustiques du son synthétisé (niveau sonore et centroïde spectral). La création d'interfaces de contrôle virtuelles, notamment basées sur les instruments augmentés, permettent le pilotage en temps réel (*online*) de la synthèse par séparation source/filtre [Wanderley 2001]. On en trouve une application chez [Young 2003], qui utilise un violon électrique et un archet augmenté (*l'hyperbow* [Young 2002]), pour piloter le modèle physique de friction implémenté par [Serafin 2004] (voir figure 2.8). Notons que le principe de *l'hyperbow* est construit sur la base d'expérimentations menées pour violoncelle augmenté (*l'hypercello* [Paradiso 1997]).

Une autre application intéressante de la synthèse source/filtre est celle du modèle hybride de [Ystad 1998] piloté par une flûte augmentée. Dans ce modèle, la partie source excitatrice est divisée en deux contributions : déterministe (périodique) et stochastique (bruitée). Effectivement, c'est l'agencement entre les composantes bruitées et périodiques qui permet, comme pour la parole, d'articuler le flot du discours musical (cf section 2.1.1.4 à propos des modes de jeu au violon). La synthèse source/filtre de la voix se base d'ailleurs sur cette caractéristique [Tolonen 1998]. La partie résonateur quant à elle, est modélisée par un guide d'onde optimisé sous forme de filtre tout-pôle récursif. Cette modélisation hybride permet ainsi de travailler directement avec les paramètres de contrôle de la flûte, sans être limité dans les possibilités timbrales offertes par le guide d'onde qui simule les résonances du tube. Par modification des coefficients du filtre résonateur, on peut ainsi imaginer créer toute une palette de timbres artificiels impossibles à obtenir avec un instrument normal [Depalle 1991].

2.1.7 Analyse sonologique des gestes

2.1.7.1 Acquisition indirecte des gestes

Le son recèle en lui-même certains indices, qui permettent de retrouver les caractéristiques des gestes à l'origine de sa production. Des techniques d'analyse permettant de remonter le long de la chaîne de

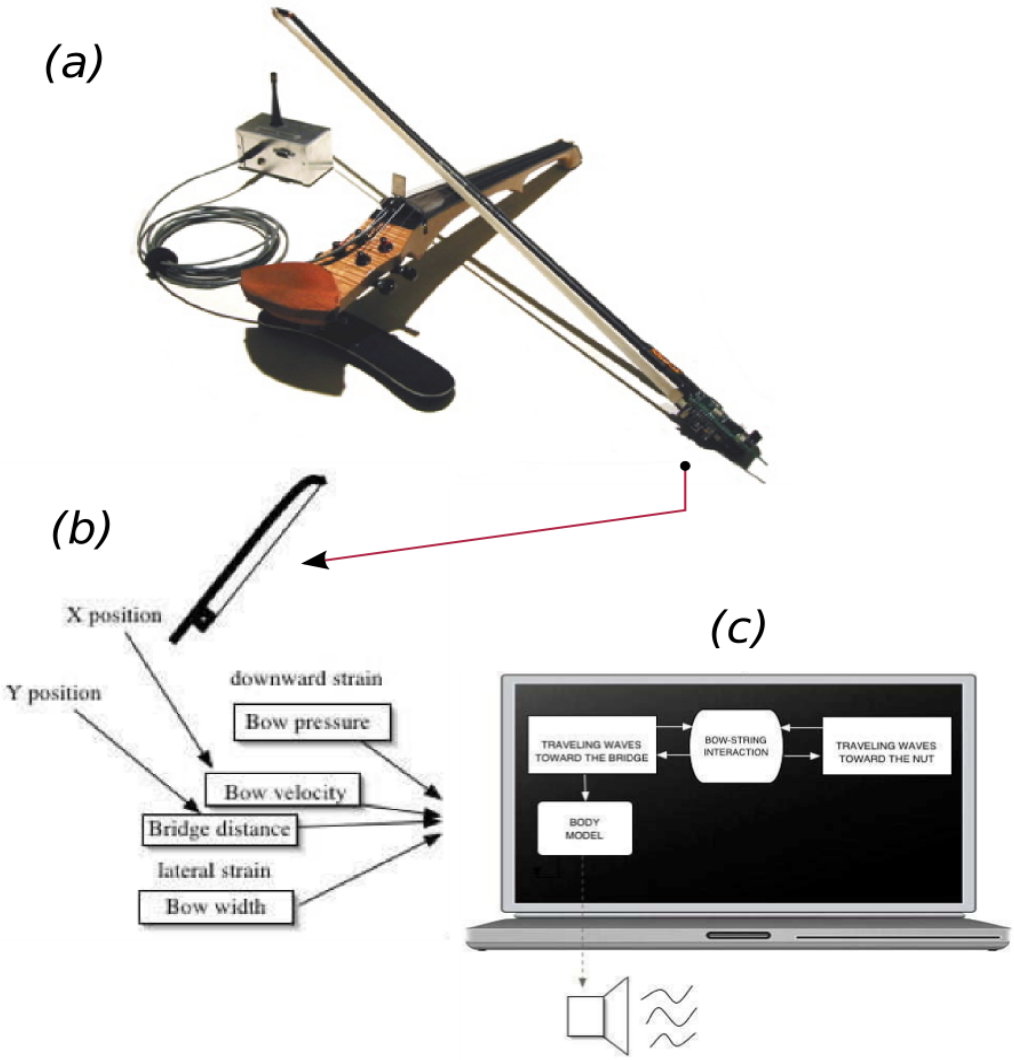


FIGURE 2.8 – **(a)** Interface de contrôle du violon augmenté (*hyperviolin*) et archet augmenté (*hyperbow*) [Young 2002]. **(b)** Capture des paramètres de contrôle de l'*hyperbow* [Young 2003]. **(c)** Synthèse du son par modélisation physique de friction de la corde frottée ([Serafin 2004]).

production sonore, ont ainsi été développées afin d'extraire la trace ou "empreinte" gestuelle encodée dans le son [Wanderley 2004, Leman 2014]. Une connaissance de ces méthodes de capture gestuelle indirecte est importante pour notre étude, car elle peut faciliter la compréhension de l'effet des modifications de timbre induites par les mouvements ancillaires du musicien sur son geste instrumental. Néanmoins, la difficulté du processus réside dans le fait qu'il est de nature "surjective", c'est-à-dire qu'un point localisé dans l'espace de timbre de l'instrument est susceptible de correspondre (*mapper*) à plusieurs points de l'espace de ses paramètre de contrôle gestuels [Maestre 2009]. Par exemple, il n'est pas toujours évident de savoir si l'enrichissement du contenu spectral d'un son de violoncelle est plus dû à une augmentation de la force ou de la vitesse de l'archet. Cela peut amener à formuler quelques hypothèses pour simplifier le problème (cf section 3.2.4). Comme nous allons le voir maintenant, le *décodage du lien instrumental* à partir du signal acoustique se fait généralement sur la base de ses caractéristiques dynamiques ou spectro-temporelles [Wanderley 2004].

2.1.7.2 Décodage des gestes dans la dynamique du son

Les caractéristiques dynamiques du son permettent une estimation de l'influence des gestes sur la puissance acoustique rayonnée, ce que l'on appelle aussi *résonance* du son [Caussé 2005]. On rattache souvent cette puissance sonore à la *force* appliquée par le geste instrumental. Cependant, dans le cas d'un instrument à cordes frottées, jouer plus fort ne signifie pas nécessairement appuyer plus fort avec l'archet sur la corde [Gagnepain 2001]. Gagnepain rappelle en effet que l'adhérence et donc la force de l'archet sur la corde, ne peut pas être *en soi* productrice du son. Pour qu'un son résonne, il faut d'abord mettre l'archet en mouvement, ce qui implique le rôle prépondérant de la vitesse d'archet dans l'établissement du profil de puissance acoustique [Cremer 1984, Woodhouse 2004]. Ce profil dynamique du son se mesure classiquement avec le niveau d'énergie RMS (*Root Mean Square level*) [Kim 2006]. Dans un autre registre, le profil dynamique du son peut aussi permettre de retrouver le mouvement évoqué selon des catégories sémiotiques [Delalande 1996, Merer 2011].

Indépendamment du geste instrumental, la puissance sonore à court-terme informe aussi des éventuels mouvements de rapprochement et d'éloignement de l'instrument qui, dans le cas du violoncelliste, sont couplés à ses mouvements ancillaires de buste. D'une certaine façon, les variations d'intensité et de directionnalité dans la puissance acoustique rayonnée par un violoncelle dépendraient ainsi de la liberté de mouvement de l'instrumentiste [Wanderley 1999a]. Notons ici que pour certains grands pédagogues de la posture au violon [Hoppenot 1981] ou au violoncelle [De Alcantara 2000], la puissance musculaire venue du dos de l'instrumentiste serait la source première de sa puissance sonore, libérant ainsi les bras et communiquant la vitesse du mouvement de l'archet.

2.1.7.3 Décodage des gestes instrumentaux dans le timbre du son

Le timbre et ses caractéristiques d'évolution spectro-temporelles contiennent de nombreuses informations liées aux gestes. Par exemple, la détermination de la fréquence fondamentale de la note, et donc des gestes de sélection/modulation de la hauteur sur l'instrument, s'effectue bien souvent sur la base d'informations spectro-temporelles [Tolonen 2000]. L'application de ce type d'algorithme sur un signal acoustique correspondant à une séquence instrumentale, permet de reconstruire son profil mélodique complet, de façon similaire au graphisme des notes sur la partition. On trouve ces méthodes notamment utilisées pour déterminer le doigté de notes jouées à la guitare [Traube 2001], à la cithare [Kapur 2004] ou à la flute [Kereliuk 2007]. A la section 4.2, nous expliquerons en détail la méthode de détection de fréquence fondamentale (*pitch tracking*) utilisée dans cette thèse, et adaptée aux séquences de sons entretenus de violoncelle.

Les informations spectro-temporelles du son peuvent aussi permettre de remonter à certains paramètres de contrôle de sa production. Elles sont utilisées par exemple pour déterminer le point de pincement (mise en vibration) d'une corde de guitare [Orio 1999, Traube 2003, Penttinen 2004], de cithare [Kapur 2004], ou la vitesse de battement de anche d'une clarinette [Smyth 2009]. Lorsqu'on connaît les caractéristiques physiques du résonateur d'un instrument, il est aussi possible de retrouver le signal à l'origine de son excitation mécanique par une opération de déconvolution, comme dans le cas de la flute [Ystad 1999] ou du violon [Pérez Carrillo 2009]. Ces techniques permettent une modélisation relativement fine des paramètres de contrôle de l'instrument, ainsi qu'un rendu expressif accru lors du contrôle des algorithmes de synthèse sonore. On les retrouve appliquées pour les instruments à son entretenu, tels que le violon [Demoucron 2007, Maestre 2009], l'alto [Poepel 2004], le guqin (vieille cithare chinoise) [Penttinen 2006], et le sho (instrument à vent africain) [Hikichi 2004].

2.1.7.4 Décodage des gestes ancillaires dans le timbre du son

Des paramètres de mouvements ancillaires de l'instrumentiste peuvent également être retrouvées sur la base des caractéristiques spectro-temporelles du son. Dans [Wanderley 1999b, Wanderley 2002], il a notamment été montré que les déplacements corporels du clarinettiste engendrent des modulations en amplitude des partiels du son, souvent perçus comme des effets de battement. A priori, ces modulations seraient essentiellement dues aux changements de directivité de l'instrument qui accompagnent les gestes ancillaires du musicien, puisqu'elles n'apparaissent plus lorsque la clarinette est physiquement immobilisée. Une modélisation de ces effets directifs liés à l'ancillaire a aussi été proposé par [Wanderley 1999b], afin d'améliorer la synthèse sonore.

Dans une approche différente, plusieurs études tentent de mettre en évidence les traces ancillaires de l'instrumentiste cachées dans le son, par une analyse des mouvements induits lors de son écoute [Henbing 2007, Leman 2009, Burger 2013a]. Il s'agit d'un concept nommé "adaptation incorporée" (*embodied attuning*) par [Leman 2007], et postulant que les auditeurs seraient sensibles aux évolutions spectro-temporelles encodées dans le son du musicien. Dans [Henbing 2007] par exemple, les analyses révèlent qu'un *glissando* (glissement fréquentiel continu) de son de guqin, se retrouve décodé par les auditeurs sous forme de mouvements expressifs de bras et notamment d'épaules, très semblables à ceux de l'instrumentiste. De même dans [Burger 2013a], des variations des paramètres du son comme le flux spectral par sous-bandes ou la percussion de l'attaque, se traduiraient spontanément par certains mouvements de main et de tête des auditeurs. Cette façon de mimer spontanément les gestes instrumentaux ou ancillaires du musicien uniquement sur la base du son écouté, reflèterait bien une certaine importance des éléments de posture dans l'encodage de l'expressivité musicale [Godøy 2006].

2.1.8 Perception de la qualité sonore

2.1.8.1 Notion de qualité sonore

Le son "rond" La qualité du son est intrinsèquement reliée à celle de timbre. Selon [Seashore 1936] en effet, le timbre désigne la qualité sonore instantanée, perçue au travers des caractéristiques physiques de la vibration. Les violoncellistes se réfèrent souvent à l'image du *fuseau ample et stable dessiné par une corde qui vibre* pour estimer de manière subjective la qualité du son produit par leur geste d'archet [Gagnepain 2001]. Ce "fuseau" apparait effectivement lorsque le corps de l'instrument est mis en résonance de façon optimale par l'action de l'archet, c'est-à-dire à l'établissement d'un régime vibratoire périodique de Helmholtz (cf section 2.1.2). Le son associé est alors généralement qualifié de "rond" ou "plein" par les musiciens. Selon Gagnepain, la production de ce son *timbré* et charnu, qui sonne, qui "projette", *remplit l'espace et rassasie l'auditeur*, s'accompagne d'une sensation physique de pénétrer en souplesse dans la corde, compromis entre le poids du bras en mouvement et la résistance offerte par la corde. Cette *traversée de la corde* utilise alors toutes les flexibilités disponibles (la baguette, la mèche, la corde), et réside en général beaucoup plus proche du chevalet qu'on ne le pense [Hoppenot 1981, Gagnepain 2001].

Obtenir un son rond ou "timbré" au violoncelle nécessite une grande maitrise du geste, un juste équilibre entre engagement et relâchement du bras droit [Gagnepain 2001]. Gagnepain précise que les sonorités parmi les plus belles sont aussi celles résultant d'un bon équilibre entre main droite et main gauche. Cette coordination des bras serait rendue possible par une bonne utilisation de la puissance musculaire du dos, qui améliorerait dès lors non seulement la qualité du timbre [De Alcantara 2000], mais également la résonance, c'est-à-dire la puissance sonore rayonnée, comme nous l'avons expliqué section 2.1.7.2. Selon De Alcantara, une relation appropriée entre le dos et les bras *conduit naturellement à une sorte de sonorité qui résonne librement, comme vocale, puissante mais lumineuse, plastique et irrésistiblement vivante.*

Le son "décharné" A l'inverse, si la sensation de souplesse n'est pas trouvée lors du mouvement, le son deviendrait filandreux, nasillard, grinçant voire métallique. Certains violoncellistes utilisent le terme de décharnement (*harshness*) pour qualifier cette perte de matière dans le son. Le point de contact archet/corde semble alors tel un butoir rigide, altérant l'énergie vibratoire transmise par le chevalet et nécessaire à une mise en résonance correcte du corps de l'instrument. Bien que l'emplacement idéal de d'archet pour produire une belle sonorité soit proche du chevalet, il n'est pas sans risque de s'y aventurer. En effet, c'est dans cette zone que la corde présente le plus de raideur, et l'on ne peut y jouer proprement qu'en diminuant la vitesse de l'archet [Guettler 2003b]. Or comme nous l'avons vu section 2.1.3.2, des vitesses d'archet plus faibles rendent le son plus brillant, par l'enrichissement en énergie des partiels supérieurs du spectre. Il faut donc en permanence trouver le bon compromis entre force et vitesse, de manière à ce que l'archet conserve toujours suffisamment de vitesse pour entretenir la brillance du son, mais sans pour autant conduire à son décharnement.

Un son décharné (*harsh*) est perçu rêche et discordant, aux limites de fonctionnement vibratoire perceptivement acceptables du diagramme de Schelleng (cf figure 2.3(a)). En raison d'une combinaison inadéquate des paramètres physiques responsables de sa production au cours du temps, il est mal formé, mal timbré, ne résonne pas, et reste comme prisonnier de l'instrument [Gagnepain 2001]. Gagnepain précise que le seul désir de "timbrer" les notes en ne se focalisant que sur la "pression" de l'archet, n'entrainerait le plus souvent qu'un geste contenu et peu fluide, pour ne pas dire *étriqué*. La qualité d'adhérence en effet, bien qu'importante pour la nature et la "densité" du son, dépend elle-même d'une vitesse de l'archet qui reste inefficace si elle n'est pas gouvernée par un mouvement ample, fluide et libéré du bras [Gagnepain 2001]. Nous consacrerons une partie entière de la thèse (chapitres 7 et 8) à l'étude des caractéristiques de ce phénomène de décharnement, en fonction de contraintes relatives aux gestes ancillaires et instrumentaux du violoncelliste.

2.1.8.2 Structure et analyse du timbre

La structure du timbre musical est multidimensionnelle, car elle se compose de paramètres temporels et spectraux dont l'évolution au cours du temps est corrélée [Barthet 2008]. Pour cette raison, la structure du timbre est souvent représentée de manière spectro-temporelle par le nombre, la distribution, et l'intensité relative de ses partiels [Seashore 1936]. Mais il peut aussi s'avérer utile de séparer les aspects temporels (attaque, profil dynamique) des aspects fréquentiels (richesse harmonique), afin d'en déterminer respectivement l'influence perceptive [Schaeffer 1966]. A la section 7.5, nous utiliserons cette méthodologie pour créer des sons synthétiques de violoncelle, et évaluer l'importance individuelle de chacun des aspects temporel/fréquentiel sur le décharnement.

Dans la littérature, l'analyse du timbre musical est généralement abordée de deux manières. Soit les recherches portent sur le *timbre-identité* et elles visent alors la reconnaissance, l'identification et le classement des différents types d'instrument. Soit elles s'intéressent davantage au *timbre-qualité*, et l'objectif est alors de *qualifier* les "couleurs" ou la qualité produites par un instrument en particulier [Barthet 2008, Marozeau 2004]. Quelle que soit l'approche, ces recherches représentent au final le timbre au sein d'un espace multidimensionnel, qui permette d'inférer les corrélats acoustiques physiques relatifs à sa perception [Grey 1977, Wessel 1979, McAdams 1999, Susini 1999]. La méthodologie classique pour construire un tel espace de timbre, repose sur des jugements perceptifs de dissimilarité entre paires de sons. Une analyse dimensionnelle de proximité appelée MDS (*MultiDimensional Scaling*) est alors effectuée sur la matrice des scores de dissimilarité. L'espace résultant de cette analyse représente les sons dans un espace de dimension réduite (pas plus de deux ou trois généralement) qui tient compte des distances perceptives inter-sons. A la section 7.5.3, nous utiliserons cet outil dans le but d'évaluer les corrélats acoustiques spectraux, temporels et spectro-temporels des sons synthétiques décharnés de violoncelle (analyse du

timbre-qualité de l'instrument).

2.1.8.3 Descripteurs et espaces de timbre

Pour corréler les dimensions d'un espace de timbre perceptif construit par MDS aux paramètres physiques constituant les sons, il faut calculer pour chaque son des descripteurs de type spectral, temporel et spectro-temporel. Une liste assez complète de ces descripteurs acoustiques peut être trouvée chez [Peeters 2004, Kim 2006]. Les recherches fondamentales de [Grey 1977] et [McAdams 1999] sur le *timbre-identité* ont mis en évidence des espaces de timbre instrumentaux à trois dimensions, dont l'interprétation peut être faite sur la base des trois types de descripteurs acoustiques. Même si l'ordre de ces dimensions n'est pas le même selon les auteurs, on retrouve des caractéristiques d'interprétation communes :

- ***Distribution d'énergie spectrale*** : Cette dimension réfère à des descripteurs tels que le centre de gravité spectral (SC) qui traduit la *brillance* du son, le tristimulus (TRI) qui caractérise la répartition de l'énergie spectrale en trois bandes de fréquence, ou les coefficients MFCCs (*Mel-frequency cepstral coefficients*) rendant compte des zones formantiques de l'enveloppe spectrale. L'espace de [Grey 1977] discrimine bien le long de cette dimension les sons de violoncelle étouffés joués près de la touche (*muted sul tasto*) de ceux joués près du chevalet (*sul ponticello*). Ces derniers sont en effet plus *brillants*, c'est-à-dire plus riches en énergie haute fréquence.
- ***Fluctuations spectrales au cours du temps*** : Cette dimension réfère à des descripteurs tels que le flux spectral (SF), ou les variations spectrales harmoniques (HSV). Ces deux descripteurs rendent compte du degré d'asynchronie, de désordre dans l'évolution des partiels, respectivement des harmoniques, au cours du temps.
- ***Évolution de l'énergie pendant l'attaque*** : Cette dimension réfère à des descripteurs tels que le temps d'attaque (AT) ou la pente d'attaque (ATS). La pente d'attaque notamment correspond à la vitesse de montée de l'énergie de l'enveloppe temporelle, et peut donc servir à différencier des attaques d'archet molles ou dures.

De nombreux travaux sur le *timbre-qualité* ont utilisé cette méthodologie de corrélation entre dimensions d'un espace perceptif et descripteurs de timbre, afin de caractériser la palette sonore et expressive d'un instrument donné. On en trouve des exemples pour la guitare [Traube 2003], la clarinette [Barthet 2010], le violon [Caclin 2005, Stepanek 2006, Fritz 2012] ou le violoncelle [Rozé 2017a]. Comme préconisé par [Grey 1978, Wessel 1979, Risset 1982], il est préférable de créer un espace de timbre instrumental avec des sons synthétiques calibrés, dont on connaît précisément le contenu spectral et les évolutions harmoniques. Dans le domaine du violon, [Farina 1998, Fritz 2006] créent des sons synthétiques par convolution en tirant partie du modèle de séparation source/filtre, avant de les soumettre à des tests subjectifs de comparaison de leur qualité. Une méthode largement employée également pour la création des espaces de timbre, consiste à utiliser des attributs verbaux de caractérisation explicite lors des tests d'écoute de dissimilarité perceptive. On trouve par exemple des adjectifs pour désigner la "couleur" du timbre de la guitare : Sombre, lumineux, chocolaté, transparent, boueux, laineux, vitreux, beurré et métallique (*dark, bright, chocolatey, transparent, muddy, wooly, glassy, buttery, and metallic*) [Traube 2003]. Concernant les sons de violon, des adjectifs reviennent souvent comme dur, lumineux, plein, chaud (*harsh, bright, full, warm*) [Alluri 2010] ou éffilé, sombre, clair, étroit (*sharp, dark, clear, narrow*) [Stepanek 2005]. Dans un registre différent, les attributs bois, métal, verre (*wood, metal, glass*) ont été utilisés pour discriminer perceptivement la synthèse de sons d'impacts [Aramaki 2009, Aramaki 2011].

Les paires d'adjectifs à sémantique opposée sont intéressantes pour étudier leur perception le long des dimensions de l'espace perceptif. Par exemple, [Gabrielsson 1979] oppose les termes rugosité/décharné (*roughness/harshness*) à netteté/distinction (*clearness/distinctness*) pour désigner des qualités de haut-

parleurs. [Alluri 2010] parle de l'opposition brillant/terne (*bright/dull*) pour désigner le timbre d'instruments monophoniques. Dans le cas du violon, [Rasamimanana 2007a] décrit une plage de timbre variant du doux/léger au dur/craquant (*from smooth and light to harsh and crunchy*) pour qualifier les attaques d'archet en fonction des modes de jeu. L'espace obtenu par [Fritz 2012] pour qualifier le timbre des sons de violon est particulièrement riche en oppositions d'attributs verbaux le long de ses différentes dimensions. En effet, la dimension principale, corrélée à la proportion d'énergie spectrale dans les hautes fréquences, est perceptivement rattachée aux oppositions de termes moelleux/rude (*mellow/harsh*), riche/métallique (*rich/metallic*) et chaud/froid (*warm/cold*). Cette analyse permet de déduire qu'un son de violon de mauvaise qualité sonnant rude et métallique, correspondrait à une quantité indésirable et excessive d'énergie dans les partiels supérieurs du spectre. La dimension secondaire de l'espace de Fritz, corrélée à la quantité d'énergie rayonnée par l'instrument, étoffe le contraste de [Alluri 2010] par des oppositions de termes brillant/terne (*bright/dull*), réactif/assourdi (*responsive/muted*) et vivant/mort (*lively/dead*).

Espaces sonologiques Par ailleurs, certaines recherches tentent de construire un espace sonologique physique, uniquement sur la base de caractéristiques particulières comme les structures formantiques. Dans ce cas, la méthodologie repose généralement sur une analyse en composante principale des coefficients MFCCs de l'enveloppe spectrale des sons. L'espace formantique physique ainsi créé peut servir à identifier des plages de résonance propres aux éléments résonateurs de l'instrument : caisse de résonance de guitare [Orio 1999] ou embouchure de clarinette [Egozy 1995, De Poli 1997]. L'intérêt d'un espace de timbre physique réside aussi dans ses possibilités de navigation, par la synthèse de sons aux propriétés intermédiaires. Par exemple, en créant un vecteur de coefficients MFCCs intermédiaires à deux sons de l'espace, puis en resynthétisant l'enveloppe formantique qui lui est associée, il est possible de prévoir la localisation du nouveau son dans l'espace et la perception de son timbre. Nous utiliserons cette méthode à la section 7.5.2 pour construire des sons de violoncelle intermédiaires aux critères perceptifs de rondeur et décharnement. Enfin section 7.5.3, une analyse multidimensionnelle de proximité (MDS) sera menée à partir de ces sons pour construire l'espace perceptif réduit de leur représentation.

2.1.8.4 Conduite expressive du son

Les espaces de timbre tel qu'ils sont décrits reposent sur l'analyse d'un son ou d'une seule note de musique. De fait, lorsqu'un musicien joue une séquence musicale de plusieurs notes, il "navigue" au gré de chaque note dans l'espace de timbre lié à son instrument. De nombreuses études cherchant à modélisant le geste instrumental, considèrent que la façon de naviguer dans un espace de timbre fait partie intégrante de la jouabilité et des possibilités d'expression musicale. Citons [Woodhouse 2004, Demoucron 2008, Schoonderwaldt 2009, Maestre 2009] par exemple pour l'espace de timbre du violon. Cela implique de la part du musicien de savoir *moduler* ses gestes de production pour donner du relief à chaque note de son discours, mais tout en gardant la cohérence du phrasé expressif recherché. En effet, [Hoppenot 1981] rappelle à juste titre que la sonorité recherchée au violon n'est pas un but en soi, mais seulement la condition et le moyen de l'expression mis au service de la musique. La conduite et l'alternance des couleurs sonores adaptées au discours sont ainsi très importantes pour le soutien de l'expressivité musicale.

[Barthet 2007] a pu montrer par la synthèse que le fait d'appliquer des variations temporelles de brillance à une séquence de clarinette jouée de manière neutre, améliorait significativement son expressivité musicale. Selon Barthet, cette méthode fonctionne beaucoup mieux pour des instruments de type entretenus (clarinette, piccolo, violoncelle) que pour ceux non entretenus (guitare, cithare). Par ailleurs, les *variations de timbre* permettraient de réaliser des variations de "tension" dans le discours musical de la clarinette, en alternant subtilement les sons étouffés (*muffled*) jugés doux, et les sons brillants (*bright*)

jugés plus agressifs [Barthet 2010]. Pour les sons de violoncelle, il serait possible de mesurer quantitativement la notion de tension grâce au descripteur de variation spectrale harmonique (HSV) [Chudy 2013]. Cela implique qu'un son de violoncelle dont les partiels évoluent de manière asynchrone et chaotique induirait davantage de tension dans le discours musical.

Egalité du timbre Pour maintenir un discours musical cohérent, aussi bien en terme de tension que de phrasé, l'instrumentiste à cordes frottées doit réussir à obtenir une certaine *égalité de timbre* entre les sons. Or comme le fait remarquer très justement [Gagnepain 2001], cette égalité sonore est un paradoxe, car elle résulte nécessairement d'une *inégalité des gestes instrumentaux*. Chaque corde du violoncelle induit en effet des résonances particulières, dues aux phénomènes de vibration par sympathie. Pour une même ligne musicale impliquant les quatre cordes, on ne peut donc pas appliquer les mêmes paramètres physiques d'archet aux cordes graves et aux cordes aigües. Citons à ce sujet [Hoppenot 1981] à propos du violon : *Les graves doivent bénéficier d'une pression de la baguette plus importante que les aigus. La tendance habituelle est de trop charger ces derniers, en particulier l'extrême aigu de la corde I qui de ce fait devient criard. Le dosage de la sonorité relève d'une vigilance constante, car il s'agit de marier sans relâche les sonorités des différentes cordes, afin qu'elles conservent le même grain.* On présume ainsi que sans compensation du geste à chaque corde, il ne semble pas possible d'aboutir à une égalité sonore expressive.

Le problème de l'égalité sonore se pose non seulement pour chaque corde mais aussi pour chaque note. En effet, le rayonnement acoustique du violoncelle, c'est-à-dire la quantité de vibrations transmises à l'air environnant, n'est pas le même d'une note à l'autre, car chacune met en vibration des parties différentes de la structure sonore [Caussé 2005]. Ce phénomène a été décrit par [Weinreich 1996] comme des variations angulaires rapides liées aux fréquences de chaque note. Ainsi, les notes d'une même phrase jouée au violoncelle peuvent donner l'illusion de provenir de directions différentes, ce qui se traduit perceptivement par des variations de couleur intempestives, ou un effet de brillance intermittente. Une recherche de *continuité* dans le discours musical implique de gommer ces variations intrinsèques causées par la structure même de l'instrument. [Gagnepain 2001] résume bien cette idée lorsqu'il dit que le violoncelliste doit *passer de l'inégalité subie à l'inégalité choisie*, afin de parvenir à mieux dessiner les "courbes du son".

2.2 L'expressivité musicale

2.2.1 Une question de variations

L'interprétation, pour trouver sa pleine expression, doit mobiliser toutes les ressources de la sonorité, du vibrato, de la justesse expressive, ainsi que celles de la rythmique et de la gestique. Les couleurs sonores, leur variété, leur harmonie, leurs contrastes, doivent être choisies en fonction du contexte, comme un peintre compose sa toile [Hoppenot 1981]. Cette image artistique de l'expressivité musicale formée d'une palette de composantes variées, montre que la notion est complexe à définir sur le plan scientifique. On se la représente souvent par une alchimie subtile entre épaisseur de grain sonore, reliefs des *courbes mélodiques*, structuration du phrasé musical, variations dans la rythmique et la richesse des couleurs du timbre. Les musiciens transmettent leur expressivité et les émotions que leur inspirent un texte musical par des variations de ces indices acoustiques [Juslin 2000]. Pour cette raison, l'exécution d'une pièce musicale ne suit quasiment jamais complètement les valeurs nominales écrites dans la partition. Il existera toujours des petites ou grandes différences dans la rythmique, la dynamique, la hauteur ou le timbre, qui forment la *micro-structure de la performance* et individualisent les interprétations d'une même musique [Palmer 1996]. Ainsi, la notion d'expressivité musicale se définit le plus souvent par des déviations effectuées sur les paramètres acoustiques par rapport à un niveau neutre de référence [Seashore 1936].

Le musicien peut par exemple choisir de varier la hauteur d'une note autour de sa hauteur cible (vibrato), les nuances autour d'un niveau dynamique uniforme, ou le rythme localement autour du tempo métronomique fixé par les mesures de la partition.

Beaucoup d'études se concentrent sur les variations expressives de tempo, car le fait de rallonger ou raccourcir la durée d'une note localement s'avère être le moyen le plus efficace d'améliorer la transmission de l'intention musicale [Sloboda 1983, Gabrielsson 1988, Kendall 1990, Palmer 1996]. Même les variations de dynamiques qui permettent de moduler l'intensité ou plus exactement la *tension* perçue, sont dépendantes du temps et de la structure des phrases [Krumhansl 1996, Fredrickson 1995, Fredrickson 2000, Gagnepain 2001]. Les variations de timbre joueraient aussi un rôle important dans l'expressivité d'une performance musicale, bien qu'elles restent relativement peu étudiées en raison de la complexité à définir correctement le timbre [Gabrielsson 1996, Barthet 2008]. Les caractéristiques des instruments à oscillations auto-entretenues comme le violoncelle ou la clarinette se prêteraient particulièrement bien à l'étude des variations expressives de timbre, puisque celles-ci peuvent aussi changer au cours d'une note. Selon [Juslin 2003], on peut approcher l'expressivité musicale liée au timbre comme un ensemble de relations psychophysiques entre les propriétés objectives contenues dans le signal et les propriétés subjectives perçues par l'auditeur. Au chapitre 7 de la thèse, nous utiliserons cette approche mixte de signal et de perception pour qualifier l'expressivité de la qualité du timbre d'un son de violoncelle.

Au final, les variations expressives traduisent la représentation mentale de la musique élaborée par le musicien. Comme le précise [Drake 1998], cette représentation, intégrée au schéma corporel du musicien, peut être volontaire (*interprétation musicale*) ou non (*contraintes physiologiques et matérielles*). On peut retrouver ces trois facteurs élaborant la conception mentale de l'objectif musical, dans le schéma de Mantel (figure 1.1). Selon [Canazza 1997b, De Poli 1998], il faut distinguer deux sources de variations expressives pour les paramètres de l'interprétation musicale : la structure musicale et l'intention émotionnelle de l'interprète. Leur étude est l'objet des deux sections suivantes.

2.2.2 Les variations dues à la structure musicale

La source de déviations expressives qui nous intéresse dans cette thèse est liée aux aspects structurels de la musique. Comme cela a été montré dans [Drake 1998, Drake 2000], les musiciens chevronnés, pourtant capable de contrôler leur jeu à la perfection, ne peuvent réussir à exécuter un morceau de musique au strict tempo du métronome, aussi régulièrement qu'une machine. Il se produit systématiquement des variations de tempo involontaires, qui sont des versions réduites des déviations naturelles, afin de maintenir la structure des phrases musicales : *Ces accélérations et décélérations infimes se compensent constamment selon les besoins de la musique, sans jamais dégénérer ni en bousculades ni en trainasseries. Il semblerait que cette palpitation de vie qui nous émeut dépende justement de ce "je ne sais quoi" qui échappe à l'ordonnance rigoureuse des éléments, de cette tension issue d'une légère différence. Ainsi en est-il de la la musique, dont les phrases paraissent tellement plates, statiques, manquant de respiration, lorsque le tempo reste étouffé par des barres de mesure* [Hoppenot 1981]. La structure mélodique peut imposer des gestes instrumentaux complexes au violoncelliste s'il faut par exemple jouer rapidement des notes non contiguës et localisées en des positions éloignées sur le manche ou sur des cordes différentes. La structure harmonique influence aussi les déviations expressives, notamment lors des modulations (changements de tonalité), même si cela reste moins marqué au violoncelle que pour un instrument polyphonique comme le piano.

Par structure, on entend l'organisation du phrasé musical, c'est-à-dire la manière de regrouper les éléments de la hiérarchie métrique de la partition (*chunks*) et de les *coarticuler* rythmiquement entre eux par les gestes (cf section 2.6). Ce que l'on appelle *rythme* correspond effectivement à une certaine manière d'organiser les intervalles temporels entre les notes d'une mesure ou d'une phrase musicale, afin de créer

la perception d'une *courbe unique de son* entre deux impulsions [Zatorre 2007]. Une impulsion correspond généralement à un temps fort de la structure musicale, et permet d'unifier les pulsations intermédiaires qui composent la phrase en les déviant légèrement de leur emplacement théorique. Selon [Winold 1994], un modèle d'impulsions est fondamental pour l'expressivité du violoncelliste. Sans ces *patterns d'impulsions* ou *structures d'accents*, il n'y aurait pas de déviations rythmiques cohérentes et le jeu musical resterait mécanique, c'est-à-dire très proche du tempo du métronome [Drake 1993]. Nous reviendrons plus en détail sur cette notion d'impulsion en rapport avec l'élan corporel et la posture à la section 2.6. A la section 6.4.1 de la thèse, nous verrons notamment comment la structure d'accents et le phrasé musical peuvent se désorganiser localement sous l'effet de contraintes d'immobilisation posturales.

Si de nombreuses études ont mis en évidence que les variations expressives peuvent parfois être assez différentes entre les musiciens, il existerait néanmoins de fortes ressemblances globales en raison de la structure musicale commune, ainsi que des déviations systématiques au cours des répétitions du même interprète [Seashore 1936, Gabrielsson 1985, Palmer 1989, Repp 1992, Barthet 2006]. Cela est montré par exemple dans les travaux de Repp [Repp 1992, Repp 1999a, Repp 1999b] à propos des déviations rythmiques des pianistes. En se basant sur des calculs de durée entre chaque attaque de note (ou encore IOI pour *Inter-Onset Intervals*), Repp révèle que les modèles temporels globaux des pianistes reflètent la structure du groupement hiérarchique de la composition, avec notamment des rallongements expressifs fréquents de certains temps forts (les impulsions), et la présence de rallentissements de tempo (*ritardendos*) systématiques à la fin des sections principales [Sundberg 1980, Kronman 1987]. Les notes tendent souvent par ailleurs à être rallongées sur les temps forts et raccourcies sur les temps faibles [Clarke 1985]. Il s'agit là de règles d'interprétation communes aux interprètes, qui soulignent les micro-structures spécifiques et reproductibles du contenu musical [Juslin 2000]. Grâce à ces *principes génératifs* de l'expressivité, une représentation mentale de la structure musicale peut être *encodée* au travers des gestes de l'instrumentiste et facilement *décodée* par l'auditeur [Clarke 1987, Clarke 1988, Clarke 1989]. On touche ici du doigt la notion de cognition musicale incarnée (*musical embodied cognition*) que nous expliciterons davantage à la section 2.5.2.

Modèles de variations expressives structurelles Plusieurs recherches ont tenté de modéliser les règles et principes à l'origine de l'expressivité musicale [Widmer 2004, De Poli 2003, De Poli 2006, Barthet 2007]. Ces modèles permettent de mieux comprendre comment les paramètres acoustiques sont corrélés à l'expressivité musicale et améliorent notre perception. Dans [Sundberg 1983] en l'occurrence, un système de règles quantitatives a été développé pour prédire l'interprétation. En suivant une méthode *d'analyse par synthèse* [Gabrielsson 1985], ce système introduit des déviations en terme de tempo, d'intensité, d'articulation et de vibrato par rapport aux valeurs nominales de la partition. Le modèle récent de [Friberg 2006] en constitue le prolongement et permet d'effectuer ce type de variations en temps réel. Une méthode complémentaire basée sur *l'analyse par la mesure* formule les règles de déviations à partir de données de performances réelles. Elle a été utilisée par [Todd 1985] pour implémenter un modèle général des déviations de tempo du pianiste, comme une fonction de la structure de phrase.

Dans le domaine de la corde frottée, les techniques de synthèse sonore ont permis de construire un modèle expressif du violon contrôlé par des formes de gestes d'archet, et non seulement par des caractéristiques perceptives de déviations acoustiques [Pérez Carrillo 2009, Maestre 2009]. Cette approche est intéressante car elle permet de mieux comprendre ce que le violoniste doit réellement faire avec ses gestes d'archet pour que les déviations acoustiques synthétisées engendrent une expressivité réaliste. Dans sa méthode célèbre, le violoncelliste Janos Starker explique notamment que les considérations de tempo doivent être basées sur l'audibilité de la note la plus courte. Cela suppose un geste qui puisse lui transmettre une plus grande amplitude relative que celle des autres notes, généralement par une plus grande vitesse de l'archet (cf section 2.1.4). Si cette règle - implémentée dans le modèle de [Sundberg 1983]

- n'est pas respectée, alors il peut s'ensuivre une désorganisation du tempo qui devient par exemple trop rapide, de même qu'une *platitude* des reliefs de l'ensemble de la phrase musicale [Starker 1975].

2.2.3 Les variations dues à l'intention émotionnelle

L'autre source de déviations expressives est liée à la transmission des émotions inhérentes à la pièce. Elle reflète donc essentiellement le contexte affectif et sensible de la partition. Ce type de déviations présente beaucoup plus de variabilités que celles dues à la structure musicale, étant donné que l'intention expressive de chaque musicien est fonction de sa personnalité propre et de son humeur du moment, alors que les caractéristiques structurelles sont les mêmes pour tout le monde. Les études qui s'y rapportent utilisent généralement certains adjectifs émotionnels [Gabrielsson 1988, Gabrielsson 1996, Bresin 2000, Mion 2010] ou sensoriels [Canazza 1997c, Canazza 1997a, Canazza 1997b, De Poli 1998], pour modifier l'inspiration du musicien avant la performance. Dans [Gabrielsson 1996] par exemple, il est montré que chaque intention émotionnelle des musiciens (joie, tristesse, colère, peur, tendresse, solennité) provoque des variations spécifiques dans les paramètres acoustiques, qui sont reproductibles par instrumentiste. Les changements de tempo et de dynamique associés à ces intentions expressives sont d'ailleurs bien décodées par les auditeurs et ce, pour différents types d'instruments (violon, guitare, flûte, voix). Dans [Canazza 1997a], les variations expressives de clarinettistes sont évaluées perceptivement en fonction d'intentions correspondant à des adjectifs sensoriels (léger, lourd, brillant, sombre, doux, dur). Cette méthodologie a permis de construire un espace perceptif en deux dimensions paramétré par la cinétique (tempo, articulation) et l'énergie (dynamique) associées aux intentions expressives [Canazza 2004]. A la section 7.5.3, nous utiliserons une logique similaire pour représenter la qualité d'un son de violoncelle en fonction de corrélats acoustiques pertinents.

Les intentions émotionnelles se retrouvent aussi dans les choix effectués par le musicien pour structurer le phrasé musical et *coarticuler* ses gestes [Palmer 1989, Gabrielsson 2001, Bhatara 2011]. Pour le violon par exemple, [Askenfelt 1986] a mis en évidence que le niveau de tension perçu dans le phrasé musical est directement corrélé aux paramètres physiques de l'archet. En effet, par comparaison entre deux interprétation douce et agressive d'une même musique, la version agressive comporterait davantage de changements abrupts et une valeur moyenne plus élevée de la force d'archet. L'archet permet donc d'influer sur le temps mais aussi sur la tension musicale, en exprimant l'urgence ou la suspension [Barthet 2008]. Notons à ce sujet que la manière dont le musicien *écoute* intérieurement la musique semble essentielle à l'élaboration de la tension musicale présente dans le phrasé. C'est ce chant intérieur qui formulerait l'intention expressive et décide des dosages à mettre au point : *Le jeu instrumental reflétera a coup sûr la tension ou l'émotion de la phrase s'il a été précédé du dessin vocal. C'est par le chant intérieur que se forge l'unité ultime de l'esprit et du corps, entrainant l'âme et le geste dans un mouvement parfaitement intriqué : Il est la première matérialisation de l'intention, et c'est lui qui aide à préciser le projet de l'interprète. Le travail [du violoniste] devient ainsi essentiellement musical et ne consiste pas en une mise au point de mécanismes inexpressifs* [Hoppenot 1981]. L'alternance des points de tension/relaxation définis par les intentions émotionnelles peuvent ainsi se traduire par de subtiles différences dans les caractéristiques acoustiques comme dans les mouvements corporels du musicien [Dahl 2005, De Poli 2009]. Dans cette thèse, nous n'étudierons pas directement les variations de dynamique et de tension associées aux mouvements posturaux du violoncelliste, car celles-ci sont directement dépendantes la structure rythmique et davantage exprimées par les intentions expressives de nature émotionnelle.

2.3 Taxonomie du geste musical

2.3.1 Trois types de gestes musicaux

2.3.1.1 Les fonctions du geste

[Delalande 1988] a posé les fondements d'une typologie du geste musical, lors de son analyse de la gestuelle du pianiste Glenn Gould. En lien avec les fonctions du *canal gestuel* définit par [Cadoz 2000], cette taxonomie structure les gestes du musicien en trois catégories :

- ***Geste effecteur*** : Il s'agit d'un geste de production du son par une action physique (appui sur une touche, frottement de l'archet, souffle dans une anche...). Ce type de geste possède une *fonction ergotique*, car il échange de l'énergie par action/réaction avec l'objet responsable de l'excitation de l'instrument.
- ***Geste accompagnateur*** : Il s'agit d'un geste qui n'est pas directement nécessaire à la production du son, mais qui s'associe au geste effecteur pour l'influencer subtilement et indirectement (mouvements de buste, de la tête ou des épaules, mimiques, respiration....). Ce type de geste possède une *fonction epistémique* dans le sens où elle se trouve à l'origine de la *fonction ergotique* et du transfert d'énergie physique avec l'environnement.
- ***Geste figuratif*** : Il s'agit d'un geste servant à la communication entre musiciens ou avec le public, sans forcement de lien avec la production du son (points d'orgue, nuances...). Ce type de geste possède une *fonction sémiotique*, assurant la communication du sens et de l'intention du geste à l'environnement.

2.3.1.2 Relations inter-fonctionnelles

La classification de Delalande considère que chaque type de geste musical contient une certaine proportion d'actions observables et d'images mentales. Pour cette raison, ils peuvent être étudiés à différents niveaux allant du plus fonctionnel (*ergotique*) au plus symbolique (*sémiotique*) [Jensenius 2009]. Entre ces extrêmes, la fonction *epistémique* du geste musical accompagnateur dépend essentiellement de la *perception stéréognosique* du corps, c'est-à-dire la perception du corps dans l'espace, incluant la représentation mentale de ses formes et de la place de ses segments les uns par rapport aux autres [Gagnepain 2001]. Pour le musicien, cette perception stéréognosique est aussi celle de la relation entre son corps et l'instrument, on pourrait dire de la façon dont il "incorpore" l'instrument. Nous expliciterons davantage la nécessaire symbiose entre le corps du musicien et son instrument à la section 2.8.6. Par rapport à notre étude des mouvements posturaux des violoncellistes, nous cherchons à mieux comprendre l'influence de la fonction epistémique (la sensibilité proprioceptive liée à la posture) sur la fonction ergotique du geste musical (la communication physique de l'énergie à l'archet). Cela passe par la mise en oeuvre de conditions posturales particulières, que nous détaillerons au chapitre 3.4.1.

2.3.2 Analogies avec la parole

2.3.2.1 Communication non-verbale

Les gestes musicaux forment un langage complet à eux seuls, dont la précision et la plastique contribuent grandement à l'expression [Hoppenot 1981]. Par analogie avec le processus de la parole, ils correspondraient aux gestes paralinguistiques de la communication non-verbale [Wanderley 2005]. Lors d'un discours en effet, les gestes des mains, du corps, les dodelinements de la tête ainsi que les expressions faciales sont incorporées de manière spontanée au flux verbal [Kendon 2004]. Cet encodage de la gestuelle à la parole peut être groupé en différentes catégories, selon les niveaux d'importance relative de l'une par rapport à l'autre [Ekman 1969, McNeill 1992]. Une classification dénommée *continuum de Kendon*

prend notamment en compte ce niveau de présence de geste dans la parole [McNeill 2000]. Cela va du geste non-verbal à peine perceptible à des pantomimes complexes, comme ceux du comédien jouant avec les gestes presque sans paroles, la langue des signes représentant bien sûr un cas extrême de substitution totale de la parole par le geste [Kendon 1980].

2.3.2.2 Coarticulation gestes/parole

Comme avec la classification de Delalande, le continuum de Kendon différencie les types de geste en fonction de la proportion d'images mentales qu'ils véhiculent. Selon [McNeill 2000] en effet, *le langage est inséparable de l'imagerie.* Par conséquent, l'imagerie mentale d'une personne en train de parler serait incorporée à différents niveaux dans ses gestes : du plus fonctionnel au plus symbolique. [Jensenius 2009] parle de cette relation de coexistence intrinsèque entre geste et parole comme d'un phénomène co-expressif ou coarticulatoire. La coarticulation du verbal et du non-verbal serait très importante pour transmettre l'essence émotionnelle du discours et rythmer l'échange [McFarland 2001]. A partir de là, on est tenté de se demander si les mouvements corporels d'un musicien durant sa performance suivent la même logique, et de quelle manière ils sont coarticulés au son produit. Dans cette thèse, on s'intéressera notamment à l'influence des gestes d'accompagnement de l'instrumentiste (au sens de Delalande) sur la coarticulation des éléments rythmiques, afin d'envisager leur rôle dans le support et la clarification du discours musical (cf chapitre 6).

2.3.2.3 Synchronisation des structures syntaxiques

Selon [Broughton 2009], la synchronisation entre les gestes non-verbaux et la parole permet d'améliorer la compréhension et l'expression du message, de donner de la vie et d'intensifier les idées qu'il transmet. [McNeill 2000] a montré que le non-respect de cette synchronisation diminuait la force expressive du contenu jusqu'à modifier voire même, dans certains cas, nier le sens des idées transmises. De la même façon, l'interprétation et le geste musical ne devraient pas seulement se recouper de temps à autre, mais coïncider complètement sur chaque note [Hoppenot 1981]. Ce point commun entre le langage musical et la parole vient du fait qu'ils partagent des similarités syntaxiques, et notamment la *phrase* comme unité structurelle fondamentale [Aiello 1994]. Les phrases formées par la parole ou par les mouvements qui l'accompagnent sont ainsi intrinsèquement et rythmiquement coordonnées [Knapp 2013]. De même, l'alliance du chant intérieur de l'instrumentiste avec ses gestes d'accompagnement (au sens de Delalande) constitue *un admirable geste vocal expressif* [Hoppenot 1981], améliorant l'organisation structurelle de son discours et sa perception par le public (cf section 2.5.4).

2.3.2.4 Proportion de gestes pour l'expressivité

La musique *prend appui* sur des gestes exacts, qui forment un support adapté à l'expression de son élan. Cela implique que les dimensions de ces gestes dans l'espace doivent être choisis pour servir au mieux la conception musicale de l'interprète. Lorsqu'ils sont trop petits ou trop grands, ils dénaturent la musique et altèrent la communication avec le public [Hoppenot 1981]. Hoppenot fait d'ailleurs à ce sujet une comparaison intéressante entre le violoniste et le jeu du comédien telle que décrit dans [Jouvet 1954] par exemple : *Celui qui ne peut faire passer tous ses sentiments dans des gestes, laissant le texte musical sans vie corporelle, ne parvient pas à la véritable éloquence. Il est comme un comédien désincarné, qui prononcerait parfaitement son texte, le regard fixe, les bras ballants, sans présence scénique. La vie corporelle du texte n'existe que dans un rapport étroit avec celle de l'interprète, qui doit être constamment en mouvement, et jouer avec tout son corps.* A l'inverse, l'excès d'agitation est à redouter : *Le mouvement qui n'est pas greffé sur une perfection technique dégénère alors en cinéma, et le jeu de tels artistes*

devient exhibition d'une personnalité histrionique. Le véritable mouvement émane au contraire d'une intégrité totale : loin d'être le faire-valoir de l'interprète, il est au service de la musique qu'il contribue à créer authentiquement [Hoppenot 1981]. A la section 2.5.4.3, nous donnerons davantage d'exemples sur les problèmes concrets posés par les instrumentistes qui bougent trop.

Ainsi, la musique peut être *désincarnée* lorsqu'elle n'est pas habitée corporellement par l'interprète. Ce terme fait référence à la très importante notion d'*incarnation musicale*, sur laquelle nous reviendrons plus en détail à la section 2.5.2. Similairement, [Knapp 2013] a mis en évidence que lorsque les gestes accompagnateurs du langage sont inhibés, la parole devient beaucoup plus laborieuse, tendue, et l'intonation comme l'expressivité du message sont réduites. Ce constat est très intéressant, car il démontre que la *gestique* non-verbale des orateurs n'est pas qu'un artifice visuel. Dès lors, comme [Knapp 2013] l'a fait pour le langage, il serait instructif de mettre en oeuvre une procédure d'inhibition des mouvements d'accompagnement des violoncellistes, afin d'en observer les répercussions sur l'expression musicale. Ce sont ces idées qui se trouvent à l'origine des conditions expérimentales présentées section 3.3.1.

2.3.3 Taxonomie actuelle

2.3.3.1 Dichotomie instrumental/ancillaire

De nombreuses études actuelles se basent sur la classification proposée par [Wanderley 2004] pour définir le geste musical. Cette classification fait évoluer la taxonomie tripartite de [Delalande 1988] en une vision plus dichotomique selon laquelle seuls deux types de geste subsistent : les ***gestes instrumentaux*** et les ***gestes ancillaires***. Les gestes instrumentaux sont ceux impliqués dans le processus de production du son. Ils englobent les paramètres physiques responsables de la mise en résonance de l'instrument mais aussi certaines parties corporelles ou segmentales du musicien (la bouche du flutiste, les mains du pianiste, les bras du violoniste...). Une fois la partie instrumentale du geste fixée, le principe de dichotomie permet de définir la partie ancillaire comme l'ensemble de tous les mouvements corporels restants. C'est en appliquant ce principe au violoncelliste que nous définirons en partie ce qui forme ses mouvements posturaux (cf section 5.3.1).

2.3.3.2 Fonctions des deux catégories de geste

Si l'aspect dichotomique de la taxonomie de [Wanderley 2004] permet d'avoir une vision plus simple et complémentaire des gestes du musicien, la frontière entre parties instrumentale et ancillaire en revanche est parfois un peu délicate à définir, et diffère aussi beaucoup selon l'instrument. Effectivement, chacune des deux catégories peut recouvrir plusieurs des trois fonctions du *canal gestuel* (ergotique, epistémique, sémiotique). Les gestes instrumentaux notamment possèdent la particularité d'intégrer les trois fonctions [Cadoz 2000]. Dans le cas du violoncelliste par exemple, un geste de bras droit complet, de l'archet à l'épaule, peut être considéré de nature instrumentale : il est ergotique puisqu'il transmet de l'énergie à la corde par l'archet, epistémique puisqu'il faut avoir conscience des segments du bras pour coordonner la transmission d'énergie, et enfin sémiotique, puisqu'il est possible de réaliser le geste "à nu", c'est-à-dire sans archet ni instrument, pour reconnaître le mime d'un violoncelliste. Les gestes ancillaires quant à eux intègrent les deux fonctions epistémique et sémiotique, mais pas la fonction ergotique, puisque par définition ils ne communiquent pas directement l'énergie nécessaire à la production du son. Dans le cas du violoncelliste, il peut s'agir essentiellement des balancements de buste, des mouvements de tête, et même des jambes et des pieds. Les mouvements de l'instrument lui-même sont considérés comme des gestes ancillaires. Ceux relatifs à la clarinette notamment ont beaucoup été étudiés [Wanderley 2005, Vines 2006, Caramiaux 2012, Desmet 2012].

2.3.3.3 Deux catégories supplémentaires

Dans [Dahl 2003, Jensenius 2009], on trouve deux catégories de gestes supplémentaires par rapport aux deux principales définies précédemment : les ***gestes d'accompagnement*** et les ***gestes de communication***. Les gestes d'accompagnement sont les mouvements exécutés en réponse au son produit. Il peut s'agir de ceux de l'auditoire ou même de l'interprète lui-même par retour (*feedback*) sonore (cf section 2.7.2.3). Mais ils peuvent être aussi décorrélés de toute performance instrumentale, juste associés de manière libre au son écouté. Il faut noter à propos de ces gestes d'accompagnement qu'ils ne correspondent pas au type de geste initialement défini par [Delalande 1988]. En fait, ils forment avec les gestes ancillaires les deux facettes d'une seule et même pièce appelée "cognition incorporée" (*embodied cognition*) [Leman 2007]. Selon ce concept d'incorporation musicale, le geste ancillaire correspond à une *action d'encodage corporel* de l'expressivité, tandis que le geste d'accompagnement correspond à une *réaction de décodage corporel* de cette même expressivité (cf section 2.5.2.2). Enfin, les gestes de communication permettent d'établir un lien entre les interprètes, le public, le chef d'orchestre... Dans cette thèse, nous nous focaliserons uniquement sur les deux catégories principales de geste et la dichotomie instrumentale/ancillaire.

2.4 Les gestes instrumentaux

2.4.1 Typologie du geste instrumental

2.4.1.1 Classification tripartite

[Cadoz 1988] a proposé une typologie du geste instrumental en trois parties :

- ***Gestes d'excitation*** : Ils fournissent l'énergie nécessaire à la production du son. Ces gestes d'excitation peuvent être *instantanés* si le son démarre quand le geste se termine (pincement d'une corde de guitare, impact d'une baguette sur la peau d'un tambour), ou *continus* si geste et son coexistent (souffle dans un instrument à vent, archet d'un instrument à corde).
- ***Gestes de modification*** : Ils modulent l'énergie déjà fournie à l'instrument par les gestes d'excitation. Cette modulation s'opère à l'aide d'une modification des propriétés de l'instrument, ce qui affecte le résultat sonore d'une façon non négligeable. Ces gestes de modification peuvent être *paramétriques* lorsque la variation du paramètre est continue (vibrato), ou *structurels* lorsque la structure de l'objet change (ouverture/fermeture d'un trou de flute).
- ***Gestes de sélection*** : Ils effectuent un choix entre plusieurs structures équivalentes sans que cela modifie les propriétés de l'instrument ni l'énergie fournie pour produire le son (par exemple un changement de direction de l'archet au violon).

2.4.1.2 Cas du violoncelliste

[Cadoz 2000] détaille ces différents types de gestes instrumentaux dans le jeu du violoncelliste. Les mouvements de la main droite qui tient l'archet sont des gestes d'excitation. Ce sont aussi des gestes de sélection puisque l'inclinaison donnée à l'archet permet de choisir une corde. Les mouvements de la main gauche sont des gestes de modification. Ces modifications peuvent être de nature paramétrique, comme les glissades linéaires le long du manche (*démanchés*), ou les rotations continues qui modulent le son en fréquence (*vibrato*). Elles peuvent aussi être de nature structurelle comme le changement ponctuel de longueur de corde associé au choix d'une note. Ces catégories de geste instrumental sont toutes complémentaires les unes des autres et peuvent s'enchaîner au cours du jeu de façon séquentielle ou simultanée. Par exemple, le geste de modification paramétrique par vibrato s'effectue simultanément au geste

d'excitation par l'archet. En revanche, le geste de modification paramétrique par *démanché* s'intercale généralement de manière séquentielle entre deux mouvements de l'archet.

2.4.2 Extensions du geste instrumental

2.4.2.1 Gestes de production sonore

Selon [Godøy 2008], les gestes de production sonore ne se résument pas seulement à la fonction d'excitation du geste instrumental. L'excitation, telle que "frapper, caresser, frotter", correspondrait davantage à une phase de contact et de transfert d'énergie avec l'instrument, circonscrite par une phase qui la précéde (une trajectoire de mouvement *jusqu'au* point de contact) et une phase qui la suit (une trajectoire de mouvement *depuis* le point de contact) [Jensenius 2009]. Lors de la phase "préfixe" annonçant l'acte d'excitation, les effecteurs (doigt, main, bras) doivent se déplacer depuis une position initiale jusqu'à celle du contact, et conditionnent grandement le type d'attaque du son (cf section 2.1.4), le mode de jeu (cf section 2.1.1.4), de même que la qualité sonore (cf section 2.1.8). La phase "suffixe" correspond au retour à l'équilibre, à la position initiale après l'excitation. En adoptant la terminologie de [Kendon 1980] pour la parole, on pourrait ici parler d'une *unité gestuelle* avec un début et une fin.

2.4.2.2 Cas du violoncelliste

La notion d'unité gestuelle implique qu'il serait pertinent de considérer le geste instrumental de manière plus étendue que la simple action des extrémités tactiles. Pour les instruments à cordes frottées notamment, l'usage des bras est complètement intégré à celui des mains dans le mécanisme de production sonore. A ce titre, [Hoppenot 1981] explique qu'il faut voir les mouvements de bras du violoniste comme des gestes instrumentaux différents, mais collaborant à la réalisation d'une seule fonctionnalité musicale. Le bras droit, commandant la conduite d'archet, est *le lieu de l'éloquence du musicien*, similaire à celui du pinceau du peintre. Le bras gauche quant à lui présente *un aspect plus intégré*, mais totalement dépendant néanmoins du fonctionnement du bras droit. Dans cette thèse, nous nous focaliserons sur les mouvement effectués par le bras droit du violoncelliste et son archet, qui désigneront par extension la partie instrumentale de ses gestes.

2.5 Les gestes ancillaires

2.5.1 Gestalt du musicien

2.5.1.1 Interdépendance des gestes musicaux

Les mouvements de bras et de mains sont bien souvent au coeur de l'apprentissage de la technique instrumentale. Si cette approche est motivée par des exigences de virtuosité, elle est cependant incomplète puisqu'elle n'intègre pas les autres types de mouvements corporels coexistants avec les gestes de production du son [De Alcantara 2000]. Par exemple, le fait de frapper une touche de piano implique non seulement l'action du doigt, mais aussi celle de la main, du bras et même du buste [Jensenius 2007]. De Alcantara précise que négliger ces gestes ancillaires ou mouvements de posture est néfaste, puisque cela conduit en réalité à une moindre efficacité des membres supérieurs. On en trouve un exemple chez [Goossens 1977] à propos du hautboïste : *Le corps tout entier participe à la présentation du son, de sorte que si une partie quelconque du tronc ne participe pas à l'équilibre de la posture générale, les défauts dans la production du son ne manqueront pas de se manifester*. De même, le grand professeur de violon Galamian insistait sur la nécessaire interdépendance entre segments corporels [Galamian 1993]. Chaque partie est reliée à toutes les autres, et l'on ne peut envisager par exemple un changement de tenue d'archet sans des ajustements

localisés non seulement au niveau des doigts, du poignet et du bras, mais aussi au niveau du buste et de la tête.

2.5.1.2 Action orientée de la gestalt

La gestalt correspond à cette relation d'interdépendance corporelle mise en oeuvre lors d'une action orientée vers un but précis. Il s'agit d'une conception dynamique et unifiée du corps en ajustement continuel avec son environnement [Robine 1998]. La gestalt est organisée comme une combinaison de mouvements partiels coordonnés [Mantel 1995]. Pour que le musicien assure correctement cette coordination jusqu'à la production d'un son de qualité, Mantel explique qu'il doit cultiver la sensation du mouvement globale, et non se focaliser sur le ressenti individuel et fragmentaire de chaque muscle ou de chaque geste partiel. A titre de comparaison, on peut prendre l'image de la limaille de fer soumise à un champ magnétique et dont l'orientation d'ensemble suit celle des lignes de forces. Précisons que cette caractéristique d'orientation globale de l'action est réellement encodée par des populations de neurones au niveau du système nerveux [Georgopoulos 1986].

La technique Alexander est construite autour d'un élément central très proche de la gestalt dans le concept : *L'usage de soi* [Alexander 1955, Alexander 1974]. En l'occurence, les caractéristiques du son produit par le musicien dépendraient de la façon dont il "s'utilise". Par exemple, la façon de parler révèle le fonctionnement propre à chaque individu : *Ma diction et mon vocabulaire sont reliés au timbre et à la résonance de ma voix. L'usage de ma voix est reliée à l'usage de mes bras et vice-versa. L'usage des bras est relié à l'usage de mon cou, de mes épaules et de mon dos.* [De Alcantara 2000]. La technique Alexander insiste particulièrement sur les directions données à la tête, à la nuque et au dos. Les gestes ancillaires associés à ces éléments de posture conditionneraient grandement la coordination corporelle, toujours du centre vers les extrémités [De Alcantara 2000]. Nous reviendrons plus en détail sur ces directions posturales dites primaires à la section 2.8.7.2, car elles semblent fondamentales pour le jeu du musicien.

2.5.2 Action musicale incarnée

2.5.2.1 Principe d'énaction

L'orientation de la gestalt du musicien vers un objectif musical donné, correspond à un phénomène cognitif permettant de produire du sens [Jackendoff 2006]. Il s'agit d'un processus en boucle continue, dans lequel l'action projetée dans le monde physique n'a de sens que par rapport à la perception qui en est simultanément rapportée. Au centre de ce processus, le corps joue un rôle de *médiateur* indispensable en faisant le lien entre la conception mentale et l'expérience physique concrète ou simulée [Leman 2007]. Pour cette raison, les phénoménologues parlent aussi de principe d'énaction, c'est-à-dire d'une *action incarnée* dans laquelle l'esprit n'est pas séparé du corps mais inscrit en lui [Varela 1998, Stewart 2010]. Ce principe nous installe dans le monde tout autant qu'il nous permet de s'en faire une représentation grâce à l'élaboration d'un *schéma corporel* [Merleau-Ponty 1945] (cf section 2.7.2.1). Merleau-Ponty illustre le concept de schéma corporel avec l'exemple de l'organiste qui créé un "espace expressif" avec son instrument, en s'en *incorporant* les directions et les dimensions principales comme on s'installe dans une maison. Grâce à ce schéma, les gestes de l'organiste vont être exactement capables de rejoindre les jeux et les pédales pour réaliser la musique. Le corps est alors *le mouvement même de l'expression, ce qui projette au dehors les significations en leur donnant un lieu, ce qui fait qu'elles se mettent à exister, comme des choses, sous nos mains, sous nos yeux* [Merleau-Ponty 1945].

2.5.2.2 Incorporation musicale

Le paradigme d'incorporation musicale (*musical embodiement*) est central dans cette thèse. Développé par [Leman 2007], il découle directement du principe d'énaction appliqué aux relations entre le corps humain et la musique. Le modèle d'incorporation suggère une "conception en sandwich" [Hurley 2006], dans laquelle la cognition musicale s'élabore grâce au processus cyclique d'action/perception. Les mouvements corporels sont les artisans en quelque sorte de ce processus. En intègrant complètement le traitement de la syntaxe musicale, le *geste musical* devient une forme d'énergie signifiante au cours du temps [Hatten 2004]. Cela est vrai aussi bien du côté du musicien qui "encode" ses idées musicales au travers de ces formes, que du côté de l'auditeur qui "décode" les formes en quelque chose qui prend du sens [Leman 2014]. Lorsqu'on écoute une phrase musicale en effet, nous exécutons inconsciemment une simulation des actions physiques qui seraient nécessaires pour la produire [Jensenius 2009, Maes 2014]. Il s'agirait d'un véritable "geste auditif" incorporant des sensations physiques susceptibles de produire de l'affect et des émotions [Coker 1973, Todd 1995, Gritten 2011]. La particularité de l'incorporation musicale réside donc dans une organisation et une interprétation commune des formes structurelles inhérentes aux sons musicaux et aux mouvements corporels.

2.5.2.3 Métaphores du geste musical

Les traces laissées dans le son par les *patterns* de gestes et de posture du musicien, sont porteuses d'une sensibilité expressive ciblée et d'états émotionnels subtils [Desmet 2012]. Ces traces sonores possèdent donc une forte puissance évocatrice et métaphorique. Elles sculptent notre compréhension de l'experience musicale, notamment en fonction de nos connaissances et expériences passées [Lakoff 1980], mais aussi des *forces musicales* à l'oeuvre [Larson 2012]. Par exemple, le relief dynamique d'une phrase est bien souvent corrélé cognitivement à la quantité de force corporelle appliquée gestuellement ou posturalement par le musicien sur son instrument. Et une figure fortissimo rappellera immédiatement la force et la puissance, tandis qu'une figure pianissimo et légato évoquera davantage à l'esprit la tendresse [Gritten 2011]. Le décodage de ces forces dans le son correspond à la notion de tension musicale perçue. Pour transmettre la tension, le musicien doit comprendre la manière d'encoder les dynamiques d'attraction/répulsion au sein des structures musicales. Plusieurs études ont montré que les gestes ancillaires contribuaient grandement à synthétiser ces formes d'énergie signifiantes au coeur du son [Hatten 2004]. Il en résulterait une seule grande force de support expressif entretenue par les mécanismes sensori-moteurs [Vines 2006, Desmet 2012, Palmer 2013].

2.5.3 Facteurs et fonctions

2.5.3.1 Typologie du geste ancillaire

[Wanderley 2002] a proposé une typologie définissant les causes des mouvements ancillaires. Ces éléments de typologie peuvent être envisagés en relation avec des fonctions spécifiques et révélatrices de leur *incorporation musicale* [Jensenius 2007]. Selon Wanderley, il existerait trois facteurs de gestes ancillaires :

- ***Facteurs matériels et physiologiques*** : Il s'agit des contraintes ergonomiques de l'instrument, telles que sa taille, sa forme et son emplacement par rapport au musicien. Ces paramètres ergonomiques limitent les possibilités physiologiques d'organisation du geste instrumental et conditionnent nécessairement le type de mouvements ancillaires associés. Ils seraient liés à une fonction de *support*.
- ***Facteurs structurels*** : Il s'agit des caractéristiques structurelles de la partition, notamment le phrasé et l'organisation métrique des éléments musicaux. Plusieurs études ont montré que la structure des phrases ou les variations de tempo font partie des paramètres que le musicien retranscrit au travers de mouvements expressifs. Ils seraient liés à une fonction de *phrasé*.

- ***Facteurs interprétatifs*** : Il s'agit de la manière dont chaque interprète se représente individuellement la musique, avec sa sensibilité et son affect. Cette représentation mentale est donc influencée par les conditions émotionnelles et psychologiques du musicien. Les paramètres interprétatifs amènent à changer l'interprétation et les gestes expressifs associés par exemple à deux répétitions d'une même structure musicale. Ils seraient liés à une fonction d'*entrainement*.

2.5.3.2 Facteurs ergonomiques et physiologiques

Parmi les facteurs ergonomiques, la forme et la technique de propagation du son propre à l'instrument (frotter, souffler, frapper...) influent beaucoup sur les interactions biomécaniques possibles. Les clarinettistes par exemple qui jouent debout, disposent d'une grande liberté pour se balancer, plier les jambes, battre des bras et dessiner de grands mouvements circulaires avec le pavillon [Wanderley 2005]. Les instruments à posture assise comme le piano ou le violoncelle restreignent les possibilités de mouvements ancillaires, et produisent des gestes expressifs essentiellement localisés sur la partie supérieure du tronc. Pour les instruments à percussion, les limitations de timbre font que les mouvements des musiciens sont essentiels pour communiquer des intentions expressives [Thompson 2012]. Parmi les facteurs physiologiques, la respiration est particulièrement importante et liée à l'ergonomie instrumentale. Par exemple, [Wanderley 2002] a mis en évidence qu'à chaque inspiration, le clarinettiste tend à baisser la pavillon de son instrument pour le faire remonter tout de suite après. Les gestes ancillaires participeraient donc à la recherche d'un certain confort entre le musicien et son instrument.

Les facteurs ergonomiques et physiologiques seraient à l'origine d'ajustements posturaux permettant de préparer le mouvement (cf section 2.8.9.2). Ces ajustements jouent ainsi un rôle de *support* en organisant le système articulé postural avant et après le déséquilibre causé par le mouvement. Par exemple, le pianiste détermine la trajectoire et la vitesse de son doigt avant qu'il ne frappe la touche. Un mouvement circulaire du coude lui permet aussi de gérer les plus grands déplacements de main [Jensenius 2007]. Cette gestion est dépendante de parties corporelles non directement mobilisées par le geste instrumental (tête, épaules et haut du buste) [Thompson 2012]. Pour le clarinettiste, ces changements de posture surviendraient au début comme durant les phrases [Wanderley 2002], et seraient à l'origine de modulations du rayonnement acoustique de l'instrument [Wanderley 1999a]. Chez le trompettiste, Bejjani a montré que des ajustements posturaux sont nécessaires pour atteindre plus facilement les notes aigües de l'instrument, notamment lors des passages difficiles grâce à une diminution de la lordose lombaire et une augmentation de la flexion des genoux [Bejjani 1986, Bejjani 1989]. Dans le contexte du violoncelliste, l'approche physiologique de [Mantel 1995] insiste sur l'importance préalable de l'orientation des épaules et de la torsion de la colonne vertébrale pour la *coarticulation* et la fluidité du mouvement d'ensemble. Pour ces raisons, on parle aussi de gestes facilitateurs, qui contribuent non seulement à faciliter la production du son, mais aussi à prévenir la fatigue et les blessures [Godøy 2010].

2.5.3.3 Facteurs structurels

La fluidité de la gestalt du musicien serait liée à la gestion du temps. En effet, plusieurs études mettent en évidence la forte contribution des mouvements ancillaires au sens du rythme et du phrasé de l'instrumentiste. Dans [Wanderley 2005] par exemple, il est montré que des clarinettistes soumis à une tâche d'immobilisation mentale éxecutent une séquence musicale à un tempo plus rapide que dans la condition naturelle. En altérant la continuité de ses mouvements corporels, l'instrumentiste perdrait d'une certaine façon le sens de l'écoulement du temps. L'étude de Wanderley met aussi en évidence différents niveaux d'encodage temporel dans les gestes ancillaires du clarinettiste (cf section 2.6.4.1). Cette *clusterisation* de l'ancillaire dépendrait essentiellement de considérations de phrasé et de rythmique. En l'occurence, certains clarinettistes expriment le phrasé musical par des mouvements circulaires du pavillon

ou des inclinaisons de la taille, tandis que d'autres expriment davantage le rythme par des fléchissements de genoux. Il est aussi possible que ces types de mouvement coexistent à un moment donné de la partition chez le même musicien. Outre ces différences individuelles de gestes ancillaires, tous les clarinettistes présentent donc la particularité de synchroniser leurs gestes par rapport à la structure musicale, ce qui se traduit en des *patterns* de rythme ou de phrasé spécifiques. Plusieurs études approfondissent ces analyses sur les relations entre les intentions locales de phrasé et les différents mouvements d'expression corporelle du clarinettiste [Desmet 2012, Dalca 2013].

De nombreuses études se sont intéressées aux relations entre la structure musicale et les mouvements du pavillon de la clarinette, pris comme un indicateur global des gestes ancillaires du musicien. Dans [Wanderley 2002], les caractéristiques de ces mouvements de pavillon semblent correspondre à l'écriture *legato* ou *staccato* du phrasé musical. En effet, un jeu *legato* se traduirait plutôt par des déplacements du pavillon lents, continus vers le haut, alors qu'un jeu *staccato* engendrerait davantage de mouvements de balayage rapides et hachés. [Palmer 2009a] montre une correspondance entre l'élévation du pavillon et un allongement de la durée des notes. Cette élévation progressive du pavillon serait le plus souvent associée à une phrase musicale et révélerait donc des événements acoustiques particulièrement saillants aux frontières des phrases. Dans [Teixeira 2015b, Teixeira 2015a], une méthodologie par analyse des récurrences [Vilela Barbosa 2012] met en évidence l'augmentation de l'amplitude des mouvements de pavillon à des moments bien précis de la partition, comme des transitions harmoniques ou une progression cadentielle de fin de phrase.

Plusieurs études sur le piano accréditent l'importance de la structure musicale sur les mouvements ancillaires du musicien. [Clarke 1998] montre que l'organisation temporelle de la musique peut souvent être perçue dans les balancements corporels des pianistes, même si un mouvement clairement périodique associé au tempo musical est rare. Selon [Jensenius 2007], l'inclinaison du buste et de la tête du pianiste vers l'avant permet d'accentuer un passage musical ou un point important de la mélodie. En outre, les pianistes utiliseraient des formes de mouvement spécifiques et reproductibles, notamment de la tête et des mains, qui sont localisées à des emplacements bien précis de la performance [Davidson 2007]. Le choix de tel type de mouvement ancillaire serait dicté par la fonctionnalité expressive associée à chacun de ces emplacements. Les gestes ancillaires des musiciens ne sont donc pas le fruit du hasard mais possèdent des caractéristiques partagées sur le plan structurel. Que ce soit pour un clarinettiste ou un pianiste, ils restent stables et reproductibles même après plusieurs répétitions, ce qui démontre la solidité de leur intégration sur le plan moteur.

2.5.3.4 Facteurs interprétatifs

La représentation mentale et expressive d'un musicien détermine aussi en grande partie la manière dont il fait usage de son corps pendant la performance. Ses gestes ancillaires peuvent alors amplifier le ressenti de sa propre expérience émotionnelle comme celle qu'il retransmet auprès du public. Pour désigner cette cause de mouvement, on parle souvent de facteur d'entrainement tant ils font partie de la performance et semblent difficile à inhiber. Ils peuvent se manifester par exemple sous forme de dodelinements de la tête, de déplacements du buste, ou de battements de pied en synchronie avec la musique [Jensenius 2009]. Plusieurs études ont mis en évidence une relation directe entre le niveau d'expressivité du musicien et l'amplitude de ses gestes ancillaires interprétatifs. Beaucoup d'entre elles se basent sur une méthodologie développée par [Kendall 1990], mesurant l'expressivité au travers de conditions graduelles : *inexpressif, standard, exagéré*. Cette méthodologie a été utilisée à propos des pianistes, pour montrer que les mouvements ancillaires produits sont d'autant plus amples que l'engagement expressif est important [Davidson 2007, Thompson 2012]. La condition inexpressive (*deadpan*) a notamment révélé des gestes ancillaires persistants mais de bien plus faible amplitude qu'en condition standard. Lorsque le

niveau d'expression engagée grandit en condition exagérée, la taille des gestes ancillaires augmente tout en gardant une forme et des trajectoires semblables à ceux de la condition standard. En particulier, les mouvements de la tête du pianiste semblent importants pour communiquer un contenu émotionnel et discriminer l'expressivité entre les performances [Davidson 1994].

Des résultats similaires ont été obtenus pour les clarinettistes. Par exemple, [Palmer 2009a] a montré que l'amplitude de l'élévation du pavillon de l'instrument semble directement corrélée à la quantité de rallongement expressif des durées de notes. Dans [Wanderley 2002, Wanderley 2005], les quantités de mouvement des clarinettistes sont évaluées selon trois conditions éxperimentales : *immobile, standard, expressif*. Il s'avère que la condition immobile de Wanderley cause les mêmes effets que la condition inexpressive de Palmer. Cette découverte soulève deux constats : tout d'abord, jouer inexpressif reviendrait au même que bouger moins. Et ensuite, le musicien aurait du mal à jouer expressif sans pouvoir bouger son corps. Cela montre bien l'incorporation de l'intention expressive au sein même du mouvement, conformément au principe de boucle continuelle entre action et perception. Ainsi, les mouvements ancillaires irréductibles et non-conscients (la plupart du temps) du pavillon de la clarinette, pourraient être liés à un effet d'entrainement permettant de conserver la trace du tempo et de la renouveller en permanence [Clarke 1993, Jensenius 2009]. Certains auteurs décrivent cela comme un effet de *résonance corporelle* à partir duquel émergent les niveaux de subdivision de la structure métrique [Van Noorden 1999]. Selon [Leman 2012a], la résonance du corps est enracinée dans l'action et peut se caractériser spatio-temporellement, selon le niveau de finesse du geste ancillaire. Enfin, les mouvements ancillaires pour une pièce donnée peuvent aussi évoluer avec le temps et l'affinage de l'interpretation [Rodger 2010]. Tous ces travaux renforcent l'idée d'une communication non-verbale intrinsèque, totalement inscrite dans le corps du musicien [Gritten 2011].

2.5.4 Influence perceptive

2.5.4.1 Perception de la modalité visuelle

De nombreuses études ont montré que la seule modalité visuelle des gestes ancillaires (sans l'écoute du son associé) pouvait s'avérer suffisante pour percevoir le style de la performance [Davidson 1993, Dahl 2007, Nusseck 2009]. Ces gestes formeraient par eux même un véritable *langage corporel* [Dahl 2003], une représentation visuelle des courbes sonores propre à être décodée par le public [Jensenius 2009]. Avec cette représentation complémentaire aux indices acoustiques, la perception de l'expressivité musicale devient multimodale [Vines 2006]. Des informations sur le phrasé musical seraient notamment transmises par le canal visuel et contribueraient à augmenter l'intérêt porté à l'ensemble de la performance [Clarke 2002, Broughton 2009]. Cela est particulièrement vrai pour les instruments joués en posture debout (violon, clarinette...). Par exemple, [Davidson 1993] a pu mettre en évidence que l'expressivité des violonistes est davantage portée par la modalité visuelle que la modalité auditive. Des résultats similaires ont été trouvés pour les clarinettistes [Vines 2003] et les marimbistes (la marimba est un instrument percussif joué debout) [McClaren 1988, Broughton 2009]. Concernant les instruments joués en posture assise, les degrés de liberté des mouvements ancillaires sont naturellement réduits (violoncelle, piano...). Néanmoins, les recherches sur les pianistes ont révélé que la visualisation des mouvements de tête et du haut du buste est au moins aussi efficace que l'information acoustique pour transmettre une intention expressive ou des émotions particulières [Davidson 1994, Clarke 1998, Davidson 2007].

2.5.4.2 Perception des émotions et de la tension musicale

Certaines recherches se sont davantage concentrées sur la perception des émotions ou la sensation de tension transmises par les gestes ancillaires du musicien. Dans [Van Zijl 2013] par exemple, il est

montré que des violonistes soumis à une tâche d'induction de l'humeur, inclinent leur buste au moment du jeu de façon concomitante avec l'émotion ressentie. Chez les marimbistes, l'information émotionnelle communiquée par la vision peut s'avérer très robuste [Dahl 2003, Dahl 2007]. Dahl a montré en effet que les seuls balancements du buste ou hochements de la tête du percussionniste pouvaient être émotionnellement identifiés de manière satisfaisante. Pour les instruments à posture assise, des études de reconnaissance émotionnelle basées sur les quantités de mouvement des gestes ancillaires, ont été effectuées sur les pianistes et les violoncellistes [Castellano 2008]. La seule perception visuelle de ces mouvements serait donc suffisante pour générer chez l'observateur un état d'empathie avec l'émotion transmise, et une réponse de nature similaire à celle causée par le son.

La sensibilité visuelle de l'observateur couvrirait également une perception du *phrasé* et de la *tension* musicale [Vines 2003]. L'étude de Vines montre en effet que la vision de certains gestes ancillaires du clarinettiste allongent la durée réelle des notes pendant les pauses, tandis que d'autres contribuent à marquer un début de phrase. Les variations de durée perçue des notes ont aussi été montrées par rapport à la vision des gestes ancillaires du joueur de marimba [Schutz 2007, Broughton 2009]. Le jugement visuel de tension perçue quant à lui, est construit en relation avec des propriétés acoustiques bas-niveau, comme l'intensité sonore, la fréquence (pitch) et le timbre (richesse) de note [Schutz 2008]. Lorsque ces caractéristiques sonores sont basses, la modalité visuelle permet de maintenir un niveau de tension important. En l'occurrence, l'information visuelle produit une tension élevée pour des mouvements actifs et expressifs, et une tension basse pour des mouvements doux et réguliers.

2.5.4.3 Problèmes perceptifs posés par l'excès de gestes ancillaires

Si l'absence de gestes ancillaires peut contribuer à *désincarner* le jeu musical (cf section 2.3.2.4), leur excès s'avère à l'inverse tout aussi dangereux [Hoppenot 1981]. Par exemple, le joueur de hautbois qui à pris l'habitude de se balancer excessivement comme s'il chorégraphiait son propre jeu, disperse son énergie au lieu de la diriger vers la musique [De Alcantara 2000]. Selon De Alcantara, cela se traduirait par des inexactitudes rythmiques, des problèmes de doigté et de convergence du son, ainsi qu'un "mal de mer" transmis au public. Les instrumentistes qui jouent debout seraient les plus concernés par cette conduite, reflétant davantage des défauts techniques que les choix interprétatifs. A propos de l'alto par exemple, le grand professeur Primrose condamnait les balancements excessifs : *Je remarque parfois beaucoup d'agitation et des mouvements entrelacés chez les solistes, ce qui me dérange terriblement. [...] Chez certains musiciens, ces mouvements frisent la vulgarité. Les expressions du visage et les mouvements sinueux et virevoltants font penser à la danse du ventre. L'excès de mouvement fait souvent partie du caractère de la personne et s'il s'enracine, il est très difficile à arrêter. Il peut être inconscient ou, dans une certaine mesure j'imagine, l'expression de l'instinct de parade* [Dalton 1988]. Au niveau de l'émission du son, Primrose précise aussi que le fait de bouger excessivement place les ouïes de l'instrument sur un plan chaque fois différent, ce qui est à éviter pour l'égalité de projection du timbre. Certains pédagogues préconisent même de bouger le moins possible, comme Rockstro à propos du flûtiste : *Le joueur, qu'il soit debout ou assis, doit rester le plus immobile possible ; il ne doit pas bouger la tête de droite à gauche, ni se balancer en cadence avec la musique. Il ne doit pas non plus nous offrir le spectacle affligeant et ridicule de maintes ondulations et contorsions qui trop souvent se substituent à l'expression musicale. Le véritable musicien s'efforcera de produire un effet par son exécution de la musique dont il est l'interprète, pas en jouant un rôle ou en prenant des poses* [Rockstro 1967].

2.6 Coarticulation et rythmique

2.6.1 Le sens rythmique

2.6.1.1 Rythme et corps

Les considérations précédentes sont intéressantes, car elles mettent en évidence le difficile compromis que doit gérer le musicien s'agissant de ses mouvements corporels. Si l'agitation débridée - même synchronisée à la pulsation - conduit à de nombreux problèmes, l'immobilité complète ne serait pas non plus la solution si l'on envisage les gestes ancillaires comme une communication non-verbale à part entière (cf section 2.3.2.1). Dans les deux cas, le rythme s'avère être le facteur commun à la recherche des mouvements justes. En effet, les techniques de psychologie expérimentale ont montré l'importance du *rythme naturel*, existant dans les mécanismes sensoriels et moteurs du corps humain [Alexander 1955]. Chaque muscle possède un *sens rythmique* permettant d'assurer aisance et liberté dans les mouvements [Husler 1976]. Husler rappelle à ce titre la formule de Platon : *Le rythme règle le mouvement.* Lorsque le rythme juste est trouvé, le fonctionnement corporel s'améliore de lui-même. Rythme et corps se nourrissent alors l'un l'autre dans une boucle vertueuse. A l'inverse, *les mouvements saccadés, irréguliers, accentués ne sont jamais libres* et nuisent à la coordination motrice [De Alcantara 2000].

2.6.1.2 Elan corporel

De Alcantara parle de "discipline rythmique" pour désigner cette recherche corporelle du rythme juste : *Un rythme parfait est fait de précision, mais aussi d'énergie, de dynamisme et d'élan* [De Alcantara 2000]. La notion d'élan est fondamentale, car comme nous le verrons section 2.6.3, c'est elle qui permet la *coarticulation* entre les mouvements du corps et le phrasé musical. Elle correspond à une *force motrice du mouvement vers l'avant* ou plus brièvement en anglais *forward motion.* Selon [Hoppenot 1981], l'incapacité à maintenir ou même construire cet élan corporel explique la plupart des défauts rythmiques. Hoppenot précise qu'un mauvais élan provient le plus souvent d'un maniement instrumental défectueux, mais parfois aussi d'un manque de tonus fondamental du musicien. Dans cette thèse, nous travaillons avec des musiciens professionnels rodés aux techniques instrumentales délicates. En mettant en oeuvre diverses contraintes d'immobilisation posturale, il se peut que leur tonus musculaire soit affaibli au point de manquer d'élan et commettre des fautes rythmiques. Pour cette raison, nous détaillerons davantage le rôle du tonus musculaire dans le jeu de l'instrumentiste à la section 2.8.8.

2.6.1.3 Impulsion de mouvement

Le rythme est formé d'une série d'impulsions et parmi elles, certaines sont à l'origine de l'élan corporel qui permettra d'exécuter une phrase musicale entière. Ce phénomène est très bien décrit par [Hoppenot 1981] : si l'impulsion de mouvement *qui lance le temps initial est animée d'une grande intensité rythmique et si le deuxième temps reprend immédiatement en charge l'élan initial pour relancer le dynamisme de la proposition, il se crée une impulsion constructive qui renaît d'elle-même sur toute sa courbe de propulsion. Si au contraire, elle est sans contenu rythmique puissant, le temps initial s'écrase, demeure statique et ne construit pas le tempo. Seul un élan provenant d'une forte concentration rythmique préalable peut créer ce mouvement dynamique qui entraîne la phrase dans son sillage et mobilise d'emblée notre écoute.* De grands pédagogues du violon (Hoppenot) et du violoncelle (Casals, Starker, Mantel) expliquent que cette impulsion de mouvement doit venir du centre du corps afin de grouper les multiples gestes élémentaires en un tout unifié et continu. Les mouvements ancillaires seraient des *facilitateurs* de cette tâche de formation des courbes du son, que ce soit dans la stabilisation du rythme ou l'organisation du phrasé expressif [Jensenius 2009].

2.6.2 Principes fondateurs du rythme

2.6.2.1 Subdivision et pulsation

Le rythme est au coeur de la musique. Il précède même la mélodie qui *n'existe que cadrée dans une durée et animée par une pulsation* [Hoppenot 1981]. Cette définition met en évidence deux dimensions principales et complémentaires du rythme : la subdivision et la pulsation.

- ***La subdivision*** : Elle forme l'organisation du cadre musical, les règles hiérarchiques permettant de classer les valeurs de notes les unes par rapport aux autres, ce qu'on appelle aussi *la métrique*. Cette division mathématique de la musique s'effectue généralement par rapport à la mesure. [Hoppenot 1981] considère que la mesure (et la subdivision par extension) n'est que l'aspect le plus extérieur et statique du rythme, *comparable à la correction froide et mécanique du métronome*. Elle n'en est pas moins un préalable et support indispensable à l'élan corporel.
- ***La pulsation*** : Elle forme le battement qui donne la vie à la musique. C'est une donnée corporelle impliquant qu'elle soit physiquement ressentie par l'interprète [Gagnepain 2001]. Hoppenot la décrit comme une *affirmation rythmique consciente qui d'abord met en mouvement un temps donné puis l'entretient dans sa durée*. Il s'agit d'un "temps battement", *l'expression spontannée d'une impulsion vitale dans laquelle s'engage l'être tout entier* [Hoppenot 1981]. A la différence de la subdivision, la pulsation représente le moteur intérieur et dynamique du rythme.

Le rythme n'est donc pas une simple régularité de battue : il est la pulsion qui donne sa vie a l'oeuvre, la fait respirer, et dépend directement d'aspects psychologiques, comme la confiance et l'affirmation de l'instrumentiste [Hoppenot 1981]. Hoppenot décrit bien ces deux aspects de fonctionnement presque paradoxaux mais qui néanmoins coïncident parfaitement : *Le rythme est à la fois* ***un ordre*** *fondamental qui donne leur juste durée aux sons, aux silences et aux accents, harmonise les rapports qui existent entre les phrases, et* ***une vie*** *qui est souplesse et fantaisie*. Dans [Gagnepain 2001], on retrouve également cette différence essentielle : *La pulsation se vit, la subdivision se pense*. La distinction est intéressante car elle place la pulsation du côté du corps et la subdivision du côté du mental. En réalité, selon le principe d'action incarnée (cf section 2.5.2), ces deux éléments rythmiques fondamentaux fusionnent en un seul tout lors du jeu, ce qui permet aussi l'émergence du "sens musical".

2.6.2.2 Temps spatial et temps musical

La coïncidence entre subdivision et pulsation se retrouve exprimée chez l'instrumentiste sous la forme de deux types de temps : un temps spatial et un temps musical. En effet, le classement des valeurs issues de la subdivision est destiné à repartir le temps dans l'espace, à *imaginer l'espace entre deux impulsions* [Hoppenot 1981]. Cela se traduit notamment chez le violoniste comme le violoncelliste par une organisation spatiale précise de l'archet, dépendant de la valeur et de la quantité de notes à exécuter. Hoppenot insiste sur le fait que cette conduite de l'archet doit être effectuée *consciemment* à partir du ressenti physique de la pulsation : *Il faut connaître parfaitement son archet, savoir toujours les yeux fermés à quel endroit de la baguette on se trouve, et cela grâce au fait que toutes les distances sont intériorisées*. Notons que l'on retrouve ici le principe fondamental d'action musicale incarnée (cf section 2.5.2), ainsi que la nécessité d'une symbiose préalable entre le musicien et son instrument (cf section 2.8.6). Si la durée des notes n'est pas vraiment ressentie matériellement, il en résulterait des erreurs d'évaluation de l'espace, une mauvaise utilisation des dimensions d'archet, qui contrecarre la régularité des battements et introduit des *irrégularités rythmiques involontaires* [Hoppenot 1981]. Ce point est très important car il présuppose un lien entre de bonne sensations corporelles et une bonne conscience du temps. Nous en verrons effectivement une application dans la thèse à la section 6.4.1.

D'un autre côté, la répartition du temps sur l'espace de l'archet n'est qu'un *moyen qui doit être mis au service du temps musical* [Hoppenot 1981]. Ce temps musical correspond à *l'expression de la subjectivité de l'oeuvre*, c'est-à-dire à *l'ensemble des éléments liés plus directement aux épisodes et fluctuations du discours musical*, qui interviennent pour donner vie au rythme. Il est la "structuration vivante" d'un tempo, ou comme le dit élégamment Hoppenot, il *prend corps* à l'intérieur d'un tempo. Cela implique qu'un geste rythmique n'est pas le fruit d'une décision mentale mais bien plutôt d'une *impulsion intérieure spontanée*, qui introduit "l'intensité de vie" dans l'immuabilité de la mesure et de ses subdivisions. Le fait de sentir corporellement cette impulsion rythmique libère le geste et incite à traduire de façon vivante le phrasé d'une partition [Hoppenot 1981]. L'expression du temps musical se caractérise ainsi par la façon de créer des phrases, correspondant à l'interaction subjective entre la métrique et un certain groupement des notes [Jackendoff 2006]. En ne respectant pas ce processus d'élaboration du phrasé, le musicien s'exposerait à transformer la subdivision en pulsation, comme l'enfant par exemple qui marquerait ses temps dans l'archet [Gagnepain 2001]. Il en résulte une diction peu musicale, au mot à mot, ainsi qu'un *mouvement volontaire constamment surveillé, qui épuise l'attention et tue la musique* [Hoppenot 1981]. A l'inverse, lorsque le phrasé s'appuie sur des impulsions rythmiques physiquement ressenties, le musicien peut la traduire dans l'ensemble de ses gestes, et le discours musical en ressortirait clair et cohérent.

2.6.2.3 Anticipation rythmique

La maîtrise de la diction musicale liée aux sensations d'impulsions rythmiques, repose essentiellement sur des capacités d'anticipation [Hoppenot 1981]. Au violon par exemple, une conduite d'archet régulière et calme ne peut s'obtenir qu'en organisant l'espace *à l'avance*, et en prévoyant notamment les bonnes vitesses de l'archet. Selon Hoppenot, l'anticipation des vitesses d'archet met le déroulement du texte à l'abri des accidents rythmiques. Cela nécessiterait néanmoins une perception juste de la subdivision et de la pulsation : *Pour ajuster la vitesse de l'archet aux besoins du texte, le musicien doit être capable au premier coup d'oeil de classer les valeurs à jouer. [...] Ainsi, le nombre et la durée des notes comprises dans le temps peut être aussitôt pris en charge par le geste, dans une impulsion rythmique exacte* [Hoppenot 1981]. Hoppenot va même encore plus loin en insistant sur la nécessité d'effectuer une "traduction gestique et silencieuse de l'oeuvre" préalablement à l'interprétation : Il faut *mentaliser l'oeuvre musicale comme le font le peintre ou le graveur qui sculptent leur volume et composent intérieurement leurs valeurs avant de les projeter sur la toile ou la matière*. Ce décodage spatial préalable du texte musical impliquerait tout le corps et peut en cela s'apparenter au travail du comédien : *Notre plus grand travail est de trouver non seulement son "super-objectif" qui, comme le disait Stanislavski à ses comédiens, doit déterminer toute la tonalité affective de l'interprétation, mais aussi tous les reliefs incidents qui s'y inscrivent* [Hoppenot 1981].

Pour l'instrumentiste à corde frottée, l'anticipation se retrouverait non seulement dans la technique et les vitesses d'archet mais aussi dans l'organisation de la main gauche [Gagnepain 2001].

- Concernant ***la technique d'archet***, Gagnepain précise que l'anticipation a de nombreuses implications sur la dynamique rythmique (assise, explosivité de l'archet...). La prévision de l'espace et des vitesses inégales de la baguette détermine en effet l'emergence des bonnes nuances [Hoppenot 1981]. Cet équilibre des nuances est assuré lorsque l'archet est conduit consciemment en étirant les notes dans la dimension prévue. Mais si l'instrumentiste donne des accélérations/décélérations impromptues de son archet, alors la dynamique rythmique sera déstabilisée. Ces anticipations de vitesse d'archet sont difficiles à percevoir pour l'auditeur et pour cette raison, *on peut les considérer comme la partie cachée de la perception rythmique du musicien* [Gagnepain 2001].
- Concernant ***l'organisation de la main gauche***, Gagnepain explique qu'il y a de multiples occasions d'anticiper, notamment lors des *démanchés* (glissades de la main gauche le long du manche), des changements de corde et pendant les cordes à vide. Contrairement à la perception des vitesses

d'archet, l'anticipation de la main gauche est très claire, de par la netteté de ses mouvements, et *il est plus facile d'en constater visuellement l'exactitude rythmique* [Gagnepain 2001]. Néanmoins, plus on observe les mouvements des segments corporels éloignés des extrémités tactiles, plus ceux-ci révèlent une indépendance rythmique vis-à-vis des actions purement instrumentales [Mantel 1995]. L'anticipation aurait donc aussi pour conséquence d'introduire des niveaux de temps différents entre actions musicales et corporelles. Ce phénomène implique l'existence d'un processus d'agrégation ou plus exactement de *coarticulation*, qui permette de produire une cohérence finale du discours (cf section 2.6.3).

2.6.3 La coarticulation

2.6.3.1 Processus génératif

L'exécution rythmique globale d'un morceau de musique peut être analysée en relation avec les gestes de l'instrumentiste, du point de vue de la *coarticulation* [Desmet 2012]. Il s'agit d'un processus génératif qui s'appuie sur les différents niveaux métriques de la structure musicale, pour établir la manière dont des petites unités (notes) sont assemblées en des *structures signifiantes* de plus haut niveau (motifs, phrases). La coarticulation présuppose que cet assemblage des structures musicales se retrouve encodé de façon similaire dans la fusion des gestes élémentaires de l'instrumentiste [Godøy 2010]. Le violoniste par exemple, en développant la conscience intime de chaque geste, créérait une "action globale" intégrant tous les petits mouvements justes dans une même représentation dépendant de son intention musicale [Hoppenot 1981]. Selon Godøy, c'est le fait de fusionner chaque micro-geste en une *gestalt super-ordonné*, qui permet de *lisser* tous les sons individuels au sein d'une même trame sonore, et de ne plus les percevoir comme des événements isolés. Le mécanisme de coarticulation permet donc un lissage des éléments du discours aussi bien musical (verbal) que gestuel (non-verbal), ce qui empêche toute exécution mécanique et diction mot à mot [Godøy 2013].

2.6.3.2 Alphabet gestuel

De par sa nature générative, la coarticulation musicale crée des mouvements corporels complexes à partir de combinaisons de gestes basiques. [Godøy 2010] a notamment exploré la théorie selon laquelle les flux continus de la musique et des gestes associés sont automatiquement segmentés dans l'esprit des gens en une série d'unités élémentaires (ou *chunks*). Ce processus de segmentation intrinsèque (ou *chunking*) dépendrait beaucoup de la façon de percevoir la musique, et de la symbolique associée aux gestes (cf section 2.5.2.3). Les primitives de mouvement résultantes du processus constituent les unités d'un *alphabet gestuel* spécifique de chaque instrument [Leman 2014].

Plusieurs études se sont intéressées à la manière de construire ces alphabets, à partir des mouvements du musicien ou de l'instrument lui-même. Chez les harpistes par exemple, Chadefaux a mis en évidence un alphabet de gestes effectués avec le bras gauche, dont les formes en cloches ou en ligne droite sont typiques de l'importance donnée à la pulsation et de son rôle dans la coarticulation du discours. Ces formes de gestes musicaux non directement liées à la production du son se caractérisent par leur reproductibilité et leur spécificité (signature) pour chaque musicien [Chadefaux 2013a, Chadefaux 2013b]. Pour la clarinette, [Caramiaux 2012] a construit un dictionnaire contenant les primitives de mouvements ancillaires du pavillon de l'instrument. Dans [Henbing 2007], une comparaison des *patterns* sonores et gestuels du joueur de guqin (vieille cithare chinoise), a permis d'identifier et de classer les formes élémentaires de mouvements de glissando typiques du doigt sur l'instrument. L'extraction de cet alphabet gestuel du guqin repose notamment sur les instants où la vitesse du doigt sur la corde s'annule [Leman 2014]. Dans le contexte de cette thèse, une méthode similaire a été initialement employée afin de segmenter le flux gestuel du violoncelliste à partir des changements de signe de la vitesse d'archet (transitions entre coups

d'archet). Néanmoins, comme certains coups d'archet peuvent recouvrir plusieurs notes (mode de jeu *legato*), une technique de segmentation basée sur l'identification du pitch des notes s'est révélée plus souple (cf section 4.2).

2.6.3.3 Postures cibles

[Rosenbaum 2007] a suggéré que les actions motrices sont planifiées et exécutées comme des séries de *postures cibles*, délimitant chaque fois un fragment (*chunk*) de mouvement continu. Généralement, dans l'analyse des gestes musicaux, les postures cibles coïncident avec les points de vitesse minimale ou de moindre effort du mouvement. Pour le violoncelliste par exemple, une primitive typique de mouvement coarticulé démarre d'une posture initiale, couvre les phases d'accélération puis décélération de l'archet, jusqu'à atteindre une nouvelle posture cible. [Godøy 2010] a intégré cette idée dans les actions musicales du pianiste, en définissant ses postures cibles comme des points d'orientation localisés à des endroits musicaux particulièrement saillants de la partition (temps forts, accents, pics mélodiques...). A chaque point cible sont associées les positions et formes des segments coporels du pianiste (doigts, mains, bras, tête et buste). De ce point de vue, la coarticulation s'apparente beaucoup à l'animation avec des images clés (les postures cibles), et les trajectoires de mouvements interpolées continuement entre ces images clés [Godøy 2008].

Les travaux de Godøy montre aussi que le phénomène de coarticulation est régi par des contraintes spatio-temporelles entre chaque posture cible. Sur le plan spatial, le fait de bouger un effecteur comme le doigt au piano implique aussi de bouger le poignet, le coude, l'épaule voire même aussi parfois le torse entier, ce qui correspond à un effet d'entrainement entre les segments (une gestalt) : *Un geste n'a pas d'existence séparée d'un tout et l'indépendance des différentes parties de notre corps est due a leur solidarité* [Hoppenot 1981] (cf section 2.5.1). Sur le plan temporel, la position et la forme de chaque posture dépend du contexte de la course du mouvement, par fusion aux évènements antérieurs et postérieurs. Il est important de noter que cette caractéristique spatio-temporelle de la coarticulation permet d'améliorer la vitesse de réponse des effecteurs (par exemple les doigts au piano) sachant que d'autres parties corporelles sont naturellement plus lentes (le tronc) [Rosenbaum 2007]. Nous verrons une application de ce principe sur les vitesses d'archet à la section 8.1.5, au moyen d'une analyse fonctionnelle de données (FDA pour *Functional Data Analysis*) effectuée sur une note (analyse de coarticulation intrinsèque).

2.6.3.4 Anticipation corporelle

Les caractéristiques spatio-temporelles de la coarticulation ont initialement été mises en évidence dans les mécanismes du langage [Farnetani 1999]. En effet, le flux continu de la parole peut être modélisé comme des trajectoires d'action centrées autour de "cibles phonémiques" qui les coarticulent [Perkell 2007]. Ces cibles forment un marquage (*constituent marking*) dans le signal acoustique, qui délimite des "unités d'action" structurant le mouvement du discours selon différents niveaux hiérarchiques [Carlson 1989, Godøy 2010]. L'anticipation corporelle est le mécanisme qui permet de coarticuler les unités d'action du discours entre elles. Pour la production de la parole, cela se traduit notamment par une modification préalable de la forme de l'appareil vocal, et ciblée sur le phonème à venir [McFarland 2001, Galantucci 2006, Godøy 2008]. Les modèles internes responsables de la formation de la parole anticipent ainsi constamment afin d'assurer la synchronisation des systèmes sensori-moteurs au flux du discours [Hardcastle 1999].

Les caractéristiques anticipatoires décrites pour le langage se retrouvent de façon très similaire dans un contexte musical [Maes 2014]. Selon [Leman 2014] en effet, l'emplacement des pulsations dans la partition joue un rôle déterminant pour l'anticipation des structures musicales. Mais grâce au phénomène de coarticulation, l'instrumentiste a aussi la possibilité d'anticiper sur des structures plus larges que celles

délimités par la pulsation, telles que des phrases entières. Cela passe notamment par l'établissement de postures cibles (cf section 2.6.3.3), qui reflètent localement l'intention expressive du musicien et allègent sa charge de travail cognitif [Desmet 2012]. Pour le violoncelliste par exemple, l'anticipation peut se manifester par des ajustements posturaux précis au début ou au cours des mouvements, préparant chaque nouveau geste instrumental (d'archet main droite ou de démanché main gauche) plusieurs notes à l'avance [Mantel 1995] (cf section 2.8.9.2).

De façon synchrone avec l'anticipation rythmique (section 2.6.2.3), l'anticipation posturale se situe généralement dans un temps différent de celui gouvernant la rythmique des gestes instrumentaux. Au violoncelle en effet, [Mantel 1995] explique qu'il n'y a que dans les passages lents que les mouvements posturaux sont approximativement synchronisés aux gestes du rythme instrumental. Dans de nombreux cas et particulièrement lors des passages techniquement difficiles, les mouvements posturaux anticipatoires sont indépendants des actions instrumentales. Ensuite, l'anticipation corporelle est également liée aux niveaux de découpage métrique (*chunking levels*) utilisés pour former des phrases [Godøy 2010]. Or ce découpage dépend en grande partie du caractère musical de la pièce [Desmet 2012] ainsi que du type de coup d'archet (pour un instrument à cordes frottées). En effet, Desmet précise que si le caractère musical est gai, alors les petites unités métriques seront davantage mises en valeur en donnant des petits accents sur les temps forts. Ce caractère peut s'obtenir avec des coups d'archet *martelé*, c'est-à-dire courts et saccadés, résultant d'*actions retardées* [Starker 1975]. Si au contraire le caractère musical est triste, la construction graduelle de la phrase sera synchronisée sur des unités métriques plus grandes, comportant moins d'accents sur les temps forts. Ce caractère peut s'obtenir avec des coups d'archet *legato*, c'est-à-dire longs et liés, résultant d'*actions anticipées* [Starker 1975]. Aux sections 6.2 et 6.3 de la thèse, nous effectuerons des analyses de couplage métrique entre les mouvements du tronc et de l'archet, pour estimer si le mode de jeu (*détaché/legato*) influence effectivement leur synchronisation en fonction des conditions posturales.

2.6.3.5 Coarticulation et coordination

Le phénomène de coarticulation révèle aussi que la manière de créer des phrases musicales par regroupement entre les unités métriques (*chunking*), influence directement les stratégies de coordination motrices possibles (cf section 2.8.4.2). Au violon par exemple, [Nelson 1983] a montré que plusieurs stratégies de coordination permettent une optimisation des mouvements, mais que celles-ci dépendent en grande partie de la façon de découper les phrases selon le mode d'archet choisi (coups d'archet courts *détachés* ou longs *legatos*). En fait, que ce soit au violon ou au violoncelle, certains aspects de la coordination et du contrôle de l'archet sont régis par des contraintes mécaniques et énergétiques, alors que d'autres sont plus spécifiquement imposés par l'effet interprétatif recherché [Winold 1994]. La combinaison du facteur interprétatif et des marques du discours correspondant aux postures cibles, permet de construire une *matrice intentionnelle* de la coordination, qui se superpose à la structure générative de la musique [Desmet 2012].

Plusieurs études ont montré l'effet de la coarticulation des éléments du discours musical sur la coordination des musiciens. Chez les pianistes, des modifications interprétatives (liées à la matrice intentionnelle) se traduisent par des variations dans la synchronisation des mouvements de doigts [Shaffer 1982, Palmer 1989]. Le degré de couplage entre les doigts serait notamment déterminé par l'anticipation du mouvement de la main, et la largeur du tronçon musical (*chunk*) prévue par l'éxecution [Soechting 1996, Loehr 2007]. [Engel 1997] va même plus loin en suggérant que ces mécanismes anticipatoires serviraient à compenser les délais temporels causés par les différences d'inertie entre segments corporels. Le développement des capacités d'anticipation corporelle du pianiste semble ainsi lié à différents niveaux de contraintes temporelles, et principalement celle du respect du tempo [Drake 2000].

D'autres études ont révélé l'importance de l'anticipation pour une bonne coordination des gestes effecteurs, telles que l'accélération des doigts du clarinettiste [Palmer 2009b], la pression du souffle du trompettiste [Bianco 2009], ou les vitesses de la baguette du percussioniste [Dahl 2000].

Concernant les violonistes, l'anticipation des doigts de la main gauche sur l'action de frottement de la corde par l'archet, s'avère consistante et déterminante pour la coordination, même lors de l'éxecution de séquences musicales peu expressives [Baader 2005, Wiesendanger 2006]. Le non-respect de ces principes de coarticulation conduirait généralement à des troubles musculo-squelettiques sur des zones corporelles non directement impliquées dans la production du son, comme la tête et les épaules [Visentin 2003, Shan 2003]. Par ailleurs, [Nelson 1983] a mis en évidence que les profils temporels de vitesses d'archet présentent généralement une forme trapèzoïdale pour les tempos plutôt lents (loi dite d'impulsion minimale), qui devient sinusoïdale lorsque le tempo s'accélère. Au-delà d'un certain tempo, [Rasamimanana 2007b] montre que cette déformation du profil de vitesse d'archet se reflète en plus dans la coordination du bras droit, par une inversion de phase entre les articulations du coude et du poignet. L'évolution de ces trajectoires de l'archet en fonction du tempo a pu être modélisé dans [Rasamimanana 2008b] à l'aide des équations motrices du mouvement du bras [Hogan 1984, Hogan 1987]. Ces travaux montrent que la coordination du geste instrumental d'archet semble impactée par le tempo. De ce fait, le paramètre de tempo est aussi pris en compte comme un facteur de notre expérimentation à la section 3.3.3 de la thèse.

Enfin, quelques études se sont intéressées à la coordination spécifique des articulations du bras d'archet du violoncelliste. Celle de [Turner-Stokes 1999] révèle que les variations d'ouverture angulaires de l'épaule forment un paramètre de coordination important. L'ouverture d'épaule du violoncelliste augmenterait notamment à mesure que le jeu progresse des cordes graves aux cordes aigües. Selon [Mantel 1995], l'angle de torsion du buste du violoncelliste jouerait aussi un rôle important dans la coordination entre les deux mains. Les mouvements de l'archet et des doigts de la main gauche d'un violoncelliste sont effectivement très différents. Une torsion du buste permettrait de synchroniser les deux bras et d'assurer la flexibilité des transitions dans les coups d'archet et les démanchés. Cette rotation de la colonne limiterait de surcroît la fatigue et les tensions musculaires en anticipant puis restituant l'énergie corporelle sans efforts au cours du processus de coarticulation [Mantel 1995]. Ces principes moteurs obéissent en fait à la loi d'impulsion minimale de mouvement (*minimum motion impulse*) qui aide les violoncellistes à découper le phrasé musical (*chunking*) et ajuster leur stratégie de coordination entre articulations du coude et du poignet droits [Winold 1994]. Nous aurons l'occasion d'observer à la section 8.2.4 que les deux paramètres angulaires tridimensionnels décrits ici (ouverture d'épaule et torsion de buste) permettent de bien expliquer les vitesses d'archet du violoncelliste.

2.6.4 Rythme et gestes ancillaires

2.6.4.1 Encodage rythmique ancillaire

L'impulsion de mouvement garante de la bonne organisation du phrasé musical est particulièrement bien *encodée* dans certains gestes de communications du musicien, comme par exemple le signe de levée avec la tête qui sert à donner le tempo. En effet, la pulsation est une donnée corporelle et *c'est grâce au corps qu'on peut la tester, la corriger, puis l'ancrer dans la mémoire* [Gagnepain 2001]. D'après Gagnepain, la qualité d'encodage corporel de cette pulsation passerait essentiellement par les mouvements de la tête, suivant un code issu de celui du chef d'orchestre : *Le signe de levée se donne en levant la tête. Un signe sur le temps fort se fait toujours vers le bas. Les suspensions du temps (points d'arrêt, point d'orgue...) se traduisent par une soudaine immobilité, libérée par un signe de départ.* On peut dès lors supposer le rôle très important de la liberté de la nuque pour le sens rythmique du musicien. Un violoncelliste qui sait lever la tête en jouant une levée et la faire retomber sur les premiers temps suivants, mémoriserait davantage dans son corps l'organisation rythmique, tout en favorisant son décodage par les partenaires

de jeu et le public [Gagnepain 2001, Coorevits 2014, Glowinski 2015]. Par ailleurs, l'usage des jambes s'avérerait également très précieuse pour la perception rythmique du violoncelliste, même si ce sont les segments les plus statiques en apparence par rapport au reste du corps. Elles permettraient notamment d'exprimer la pulsation en portant le bassin d'un ischion à l'autre, ce qui se manifeste visuellement par des balancements latéraux du tronc (voir figure 2.12). Bien qu'implicites dans l'usage du violoncelliste, les jambes traduiraient ainsi une fonction dynamique d'encodage des grandes pulsation, à la mesure voire à la carrure (groupe de mesures) par un jeu de tensions-détentes musculaires. A la section 6.2 de cette thèse, nous aurons l'occasion d'observer ce type d'encodage métrique plus large que la pulsation au sein des mouvements ancillaires de buste mais aussi de tête des instrumentistes.

Si le langage corporel du musicien peut contribuer à libérer son rythme des contraintes instrumentales (facteurs ergonomiques et physiologiques), une façon de bouger inadéquate ou excessive révèle souvent aussi des défauts dans son contrôle rythmique : *Quand ils jouent une série de syncopes par exemple, certains musiciens s'agitent de haut en bas et de bas en haut, tout en se tassant sur eux-mêmes ou en respirant bruyamment par le nez en cadence avec les notes syncopées. Une autre manifestation de ce défaut rythmique consiste à battre la mesure ou compter les temps en tapant du pied ou inclinant la tête. Ces mouvements ne sont pas synonymes de vitalité rythmique ; au contraire, ils compensent un manque de rythme intérieur. Comme tous les mécanismes compensatoires, ils finissent par contribuer au problème qu'ils étaient censés résoudre* [De Alcantara 2000]. On retrouve cette description du mauvais usage du pied chez [Gagnepain 2001]. Gagnepain précise cependant que le fait de faire tomber la jambe (et non le pied) sur chacun des premiers temps, peut servir à vérifier la clarté de la perception des temps forts, à s'assurer que l'agencement rythmique est aussi bien mémorisé que hauteurs et durées. Les gestes ancillaires seraient donc bien un moyen de transmettre le sens du temps mais aussi de renforcer sa propre conscience du temps.

Enfin, l'encodage corporel de l'organisation rythmique du discours dépendrait de la structure musicale et du type de mouvements instrumentaux. [Luck 2006] par exemple a montré que la structure musicale est reflétée au travers des mouvements expressifs du chef d'orchestre, notamment par une synchronisation de la performance d'ensemble sur les moments de décélération maximale de sa baguette, suivis par une période de forte vitesse verticale. Dans [Visi 2014], le type de coup d'archet du violoniste semble influencer différemment la rythmique de ses gestes ancillaires et la *résonance corporelle* globale. Notamment, une augmentation de la fréquence des coups d'archet ne causerait pas nécessairement plus de gestes ancillaires, ni selon les mêmes proportions entre membres supérieurs et inférieurs. Visi a aussi montré que le jeu avec un "air-violin", c'est-à-dire un violon dont les cordes ne produisent pas de son, permet de mettre en évidence des différences de comportements ancillaires entre experts et néophytes [Visi 2015]. En effet, pour mimer la pulsation et le phrasé ressenti du jeu musical, les néophytes vont montrer de plus grandes périodicités au niveau des hanches en résonance avec la musique, alors que les experts restreignent leur mouvement de sacrum de manière générale. Pour expliquer ce phénomène, [Glowinski 2014] suppose un besoin de compenser la plus grande activité des membres supérieurs et des avants-bras notamment, par un plus grand ancrage au sol. Ceci offre un exemple que la stabilité posturale du musicien - violoniste en l'occurrence - ne passerait pas nécessairement par de grands mouvements ancillaires. Comme nous en aurons effectivement l'illustration à la section 6.4, quelques ajustements posturaux bien ciblés dans certains contexte peuvent suffire à construire un phrasé rythmiquement cohérent et varié dans ses couleurs de timbre.

2.6.4.2 Décodage rythmique ancillaire

Avec les études basées sur des "air-instruments" complets (air-guitare, air-batterie, air-piano virtuels, c'est-à-dire non-existants), il est possible d'évaluer la fonction mimétique associée de manière "innée" aux

images implicites de l'expérience musicale [Godøy 2006]. Godøy a notamment mis en évidence que les gestes effectués dans ce contexte avec les mains, mais aussi les bras, le torse et même le corps entier, reflètent davantage les caractéristiques perçues dans la trace sonique, que simplement le geste qui l'a produite. Parmi ces caractéristiques soniques capturées, on trouverait notamment les contours de suivi mélodique, l'agencement de la structure rythmique et métrique, ainsi que les évolutions de timbre et de dynamique. Ce résultat rappelle les mécanismes de cognition incorporée (*embedded cognition*), stipulant que les paramètres de la structure musicale obéissent à des principes de codage mental sous-jacents et partagés par tout le monde (musiciens comme non-musiciens). La façon de découper par les mouvements corporels (*chunking*) une texture musicale en éléments rythmiques et mélodiques, constituerait une preuve de la "perception active". Cette action au coeur de la perception s'approprie le phénomène sonore et ses caractéristiques comme la fusion d'une séquence de sons en une *gestalt super ordonnée* [Godøy 2013].

Sur le plan rythmique, le découpage propre à la coarticulation établit des relations fondamentales entre la hiérarchie métrique des événements musicaux et celle des différents niveaux de trajectoires segmentales (main, bras, épaule, torse...). Pour cette raison, plusieurs études se servent de techniques comme *l'analyse en composantes principales* (PCA) pour décomposer le mouvement en éléments de base localisés (*eigenmovements*), et estimer leur synchronisation aux unités métriques de la partition. On en trouve un exemple chez [MacRitchie 2009] qui identifie les mouvements de la tête et du haut du buste des pianistes comme des composantes essentielles pour la structure du phrasé. Mais c'est surtout dans le domaine de la danse spontanée en réaction à la musique que s'applique ce type d'analyse du mouvement d'ensemble [Amelynck 2014]. [Toiviainen 2010] l'utilise notamment pour montrer que les mouvements corporels se synchronisent sur différentes périodicités de la métrique musicale. Selon [Palmer 1990], la perception de la hiérarchie des niveaux métriques d'une partition serait le fruit d'une représentation mentale incorporée à plusieurs échelles par les mouvements des segments corporels. En l'occurrence, les niveaux métriques les plus courts semblent encodés dans les mouvements rapides des extrémités (mains, bras), tandis que les niveaux métriques les plus longs s'exprimeraient davantage dans les périodicités lentes des parties corporelles centrales (buste).

Certains travaux ont été encore plus loin dans le décodage corporel du rythme, en proposant une *analyse gestuelle topologique* (TGA) pour extraire les caractéristiques spatio-temporelles des mouvements en relation avec les unités métriques [Naveda 2010, Naveda 2011, Naveda 2015]. Dans ces recherches sur les danseurs, les indices métriques sont pris comme des fractions de la structure musicale [Longuet-Higgins 1984], puis projetés sur les nuages de points représentant les topologies, c'est-à-dire l'évolution spatio-temporelle de chaque geste [Leman 2014]. Cette méthode permet ainsi de faciliter la perception des régions du corps où des propriétés musicales liées à la métrique reviennent fréquemment et s'accumulent au cours du temps. On peut y voir coïncider structure musicale et structure spatiale [Martínez 2015]. Ces études confortent les résultats sur l'encodage des périodicités rapides au niveau des mains et lentes au niveau du tronc. Elles soutiennent par ailleurs que les mécanismes d'anticipation rythmiques peuvent être guidés par les mouvements corporels, et notamment la tête [Burger 2013a]. Au chapitre 6 de cette thèse, nous aurons la possibilité de constater l'importance de la tête pour la cohésion métrique entre les mouvements ancillaires du tronc et le geste instrumental d'archet, ainsi que pour l'équilibre des déviations rythmiques expressives.

2.7 Mécanismes neurophysiologiques de la perception musicale

2.7.1 Processus miroirs

2.7.1.1 Neurones miroirs

L'incorporation musicale (*musical embodiement*) repose sur l'existence de processus miroirs qui facilitent l'encodage des gestes expressifs en son (exemple du musicien), et le décodage du son en gestes expressifs (exemple du danseur) [Leman 2014]. La section 2.6.4 nous en a donné l'illustration au travers des relations entre gestes ancillaires et les mécanismes d'encodage/décodage rythmiques. Ces processus miroirs formeraient une base neurophysiologique intégrée à l'espèce humaine et connue sous le nom de *neurones miroirs*. La preuve de leur existence a été établie par [Rizzolatti 1990, Gallese 1996] à partir d'expériences visuelles menées sur les primates. Un système de moto-neurones du chimpanzé s'activerait notamment lorsque l'animal effectue une action avec un but particulier (comme casser une cacahuète) mais également lorsqu'il observe cette même action réalisée par l'expérimentateur. Les travaux de [Kohler 2002] vont plus loin puisqu'ils démontrent que les neurones miroirs s'activent non seulement par observation de l'action, mais aussi lorsque l'animal écoute le son associé à l'action (comme le bruit de la cacahuète cassée) sans le stimulus visuel. Même si aucune étude n'a encore démontré que les primates sont capables de se mouvoir spontanément en rythme sur la musique, la découverte d'un système de moto-neurones miroirs transposable à l'humain (HMNS pour *Human Neuron Motor System*) suggère que des relations neurophysiologiques fortes sont "codées en dur" (*hard-wired*) entre mécanismes de l'écoute et sensations motrices du mouvement [Godøy 2010].

2.7.1.2 Circuits miroirs de l'énaction

Ces principes de fonctionnement physiologique renforcent les théories motrices de la perception [Galantucci 2006], selon lesquelles la perception auditive de tout type de sons (son de la parole, son instrumental, son de l'environnement...) se traduirait par une *simulation mentale* des actions associées, aussi appellée *énaction* (cf section 2.5.2.1). S'agissant des sons abstraits, l'attention se porterait davantage sur ses caractéristiques intrinsèques (dynamique, durée, grain...) que sur les images qu'ils évoquent, pour déclencher la réactivation *ré-énaction* de sensations motrices connues. Cette capacité à "rejouer" mentalement l'action inspirée du son conditionnerait directement notre capacité de prédiction. La simulation implicite des actions interviendrait notamment en parallèle de la réalisation effective et physique de ces actions, selon un mécanisme de retour sensoriel continu (*feedback*) permettant l'ajustement en temps-réel du geste avec son traitement perceptif [Rizzolatti 2001, Gallese 2005, Wilson 2005]. Il a par ailleurs été montré que ces circuits miroirs de l'énaction répondent d'autant plus vite que l'objectif de l'action est clair, indépendamment du contenu spécifique de l'action permettant de l'atteindre [Barsalou 2010]. Par conséquent, les processus miroirs audiovisuels ne permettent pas seulement de reconnaître l'action réalisée, mais aident aussi les personnes qui la perçoivent à en inférer l'intention ou émotion sous-jacente, à en extraire une signification [Molnar-Szakacs 2006]. Dans le cas du musicien, cette formation du sens et des concepts ou émotions perçues sont incorporés, pour ne pas dire "enracinés", dans ses mouvements et réseaux sensori-moteurs (*grounded cognition*) [Leman 2014].

2.7.2 Modes de fonctionnement du schéma corporel

2.7.2.1 Notion de schéma corporel

Pour un musicien, la simulation de l'action motrice associée au résultat auditif est rendue possible grâce au mode de fonctionnement des neurones miroirs, qui travaillent à partir d'informations stockées

dans un *modèle interne* des interactions avec l'environnement. Ce modèle correspond à la notion de schéma corporel, dont nous avons déjà parlé aux sections 1.2.2.1 et 2.5.2.1. Sur un plan physiologique, *le schéma corporel n'est pas conçu comme une représentation du corps mais comme un schème des actions possibles* [Berthoz 1997]. Dans le cas de l'instrumentiste, il contiendrait l'ensemble des relations topologiques apprises pour coordonner les chaînes musculaires (ou programmes moteurs) en vue de la réalisation d'une intention musicale donnée. Citons [Viviani 1994] pour une définition exhaustive du programme moteur : *Il s'agit d'une structure abstraite, stockée dans le cortex, correspondant à un geste particulier, qui spécifie les rapports topologiques et séquentiels entre ses composantes. Une fois sélectionnée, cette structure engendre une séquence de commandes dont l'ordre préétabli n'est pas modifiable par les afférences sensorielles. Les déterminants métriques et temporels du geste, ainsi que les groupes musculaires impliqués dans son exécution, ne sont pas spécifiés explicitement par le programme. Celui-ci prévoit un ensemble de paramètres qualitatifs et quantitatifs qui, fixés au moment de l'exécution, déterminent les aspects spatio-temporels du geste et les synergies musculaires nécessaires, la fixation des paramètres étant assurée par des processus indépendants du programme.*

Selon [Droulez 1986], le système qui contrôle la mise à jour du schéma corporel peut se diviser en deux modèles d'exécution parallèle :

- **Le modèle direct (*forward modeling*)** : Il s'agit d'un mode de contrôle projectif, pro-actif ou topologique, qui s'occupe de prédire les résultats sensoriels des actions motrices planifiées.
- **Le modèle inverse (*inverse modeling*)** : Il s'agit d'un mode de contrôle conservatif, rétro-actif ou servo-contrôlé, qui ajuste les commandes motrices en fonction des résultats sensoriels réels.

Le modèle direct représente un flot d'informations de l'action à la perception, et le modèle inverse de la perception à l'action [Maes 2014]. Le couplage de l'action à la perception se traduit physiologiquement par une intégration des représentations motrice et sensorielle au sein du schéma corporel, soit une combinaison adéquate de ses deux modes de fonctionnement (direct et inverse) [Wolpert 2011]. Les mécanismes responsables du contrôle de la posture et de l'équilibre, tout comme de la coordination entre posture et mouvement, sont aussi basés sur la mise à jour adéquate du schéma corporel par les deux composantes [Gurfinkel 1986, Gurfinkel 1991].

2.7.2.2 Mode de contrôle pro-actif

Ce mode prédit, projette le prochain état du modèle interne, qui peut être la vitesse ou la position des segments corporels, connaissant l'état courant de la commande motrice. Il réalise ses projections grâce à la mémoire du succès des actions passées pour un même type de tâches. Cette mémoire est implémentée par des groupes de neurones miroirs qui servent de cartes d'orientation, et contiennent chacune une collection ordonnée de propriétés du monde extérieur [Berthoz 1997]. Les cartes des circuits miroirs sont constamment mises à jour et possèdent la propriété de pouvoir fonctionner en boucle ouverte, c'est-à-dire en mode simulation de l'action, sans qu'il n'y ait d'exécution motrice physique, ni d'influence des retours d'informations sensorielles. [Leman 2012b] décrit ce mode comme une ***boucle d'action/perception haut-niveau***. Cette boucle sollicite directement le schéma corporel puisqu'elle se base sur un répertoire de liens entre les actions et les gestes pour effectuer ses prédictions. Par exemple, le répertoire de doigtés appris par le violoncelliste et préalablement pratiqués constitue un contrôleur global de la production sonore. Les différents coups d'archet appris font aussi partie de ce répertoire et permettent de simuler l'expressivité élaborée dans le concept musical (voir figure 1.1).

[Zatorre 2007] a montré que la commande motrice émise par un violoniste est prévue pour influencer la réponse sonore avant même que celle-ci ne soit perçue. Autrement dit, dans ce mode de contrôle pro-actif, la perception par le système auditif influencerait de manière prédominante et prédictive (*feedforward*)

l'action du système moteur. Ce phénomène se révèle aussi lorsqu'un auditeur tappe la pulsation en anticipant les structures d'accent ryhtmiques d'une pièce de musique [Repp 1999b]. Par rapport au contexte de cette thèse, la boucle d'action/perception formerait un niveau essentiel de la *commande posturale*, mettant à jour le schéma corporel de manière inconsciente sur la base des facteurs génétiques et de la mémoire de l'expérience [Bouisset 1991]. La posture fournit en fait un référentiel stable pour la perception et l'action, à partir duquel s'élabore la construction et le contrôle du mouvement [Massion 1997]. C'est notamment au niveau du schéma corporel que se décident les stratégies d'ajustement postural à adopter par rapport au mouvement : Anticipation, accompagnement ou réaction (cf section 2.8.9). Nous aurons l'occasion d'observer à la section 6.4.1 les effets d'une inhibition de ces ajustements posturaux sur les capacités d'anticipation motrices et rythmiques du violoncelliste.

2.7.2.3 Mode de contrôle rétro-actif

Le mode rétroactif fonctionne en continu comme un système asservi, grâce à des programmes moteurs ou *synergies* en grande partie précablées [Berthoz 1997]. Ces primitives motrices sont préparées et choisies dans le répertoire gestes/actions maintenu par le système de contrôle pro-actif. Certaines synergies musculaires sont spécifiquement responsables des réactions posturales. En l'occurrence, lorsqu'une de ces synergies posturales est choisie sous la supervision du premier processus (pro-actif), le mode rétro-actif se charge de la mettre en oeuvre et de l'ajuster en fonction des retours sensoriels perçus [Bouisset 1991]. Chez le musicien, ce mode agit donc essentiellement comme un contrôleur, qui compare continument les retours sensoriels avec les commandes motrices planifiées, afin de maintenir certaines variables mécaniques comme les forces ou vitesses d'archet dans les limites définies par les intentions d'action. Pour cette raison, [Leman 2012b] décrit ce mode comme une ***boucle sensori-motrice bas-niveau***, c'est-à-dire une boucle fermée dont le but est de réduire au maximum les erreurs entre le programme établi par la synergie musculaire et son déroulement moteur effectif. Par exemple, lors de la production d'un son à la clarinette, la boucle sensori-motrice peut assurer le contrôle de la pression du débit d'air dans l'instrument par un ajustement conjoint des mécanismes moteurs liés à la bouche et à la respiration [Barthet 2008].

De nombreuses études ont montré que les mécanismes de synchronisation sensori-moteurs sont souvent guidés par la perception auditive, que ce soit dans leur organisation métrique [Patel 2005], rythmique [McPherson 2002, Repp 2005, Maes 2014] ou structurelle (pitch, spectre en fréquences, temps ou pente d'attaque...) [Rodger 2013, Thoret 2015]. Selon les principes de la cognition incarnée appliquée au musicien (cf section 2.5.2), ce *guidage auditif* permettrait d'améliorer la finesse de prédiction des actions motrices, et la coarticulation structurelle du discours musical, indépendamment de toute émotion particulière [Leman 2012b]. Par exemple, un violoniste écoute chaque note produite pour développer (par *feedbacks*) des ajustements sensori-moteurs appropriés dans le temps [Zatorre 2007, Wolpert 2011], et renforcer les unités de coordination formant les "synergies de base" de son répertoire d'actions [Gelfand 1966, MacKay 2012]. Au final, les modes proactifs et rétroactifs du violoniste coopèrent pour faciliter l'anticipation des doigtés à la main gauche et la coordination avec les mouvements d'archet à la main droite [Baader 2005, Wiesendanger 2006, Rasamimanana 2008b]. Afin de réduire les temps de réaction, une synergie d'ajustement postural est souvent couplée avec la commande motrice, de façon préprogrammée par la réalisation de l'objectif [Bouisset 1987, Berthoz 1997]. Cette *capacité posturo-cinétique* permet de répondre par avance à la perturbation du mouvement [Bouisset 1983]. Nous verrons dans cette thèse que certaines contraintes d'immobilisation posturale peuvent affecter le système sensori-moteur et la capacité posturo-cinétique du musicien jusqu'à entraîner des mécanismes de compensation pour rester expressif (cf section 8.2.3.4).

2.7.3 Sens kinesthésique et perception musicale

2.7.3.1 Notion de kinesthésie

Outre les cinq sens bien connus, il en est un sixième dénommé *kinésthésie* qui concerne spécifiquement le mouvement [Berthoz 1997]. Ce sens s'appuie sur la coopération de plusieurs capteurs sensoriels pour pouvoir reconstruire le mouvement du corps dans l'espace de façon cohérente. Lorsque les informations échangées entre les pré-représentations internes (modèle proactif) et les retours sensoriels (modèle rétroactif) ne parviennent pas à trouver la *congruence*, il en résulte des troubles de la perception kinesthésique et la mise oeuvre de solutions de compensation. Les principes de l'action musicale incarnée (cf section 2.5.2) placent les sensations kinesthésiques au coeur de l'expressivité musicale d'un instrumentiste [Leman 2007]. Ces sensations déterminent en effet *l'effort* et la forme des mouvements corporels en fonction de la structure et des émotions contenues dans la musique [Laban 1947]. Un affaiblissement de la kinesthésie d'un musicien causerait notamment une perte de capacité à transmettre ses émotions et intentions expressives [Mead 1999, Maes 2014]. Dans cette thèse, on a expérimenté des conditions d'immobilisation posturale qui fragilisent certaines sensations kinesthésiques du violoncelliste, et dérèglent donc aussi potentiellement ses capacités expressives.

Le sens kinesthésique est essentiellement basé sur la coopération de deux systèmes physiologiques [Berthoz 1997] :

- ***Système proprioceptif*** : Les récepteurs proprioceptifs mesurent les mouvements *relatifs* des masses corporelles entre elles.
- ***Système vestibulaire*** : Les récepteurs vestibulaires mesurent les mouvements *absolus* de la tête et du corps dans l'espace.

Les situations d'immobilisation posturale mises en oeuvre dans cette thèse influencent le bon fonctionnement physiologique de ces deux systèmes (voir section 3.3.1) : avec le harnais, on réduit les capacités proprioceptives liées aux fuseaux neuromusculaires du buste et au tonus d'ensemble. Pour cette raison, nous expliquerons le rôle du tonus musculaire pour l'activité posturale du musicien à la section 2.8.8. Avec la minerve, on réduit les capacités vestibulaires liées à la perception de la verticale et à l'équilibration, de même que les capacités proprioceptives des capteurs du cou. Pour cette raison, nous expliquerons également les fonctions posturales stabilisatrices liées aux mouvements de la tête à la section 2.8.2.

2.7.3.2 Système proprioceptif

Autrefois vaguement appelé "sens musculaire", la proprioception désigne la perception de la position relative du buste et des membres du corps, à partir de récepteurs placés dans les muscles (faisceaux neuromusculaires), les articulations (récepteurs osteo-articulaires) et les tendons (récepteurs de Golgi) [Sacks 1992]. L'allongement des faisceaux neuromusculaires permet d'avoir le *sens de la position et de la vitesse* des muscles. Les récepteurs tendineux de Golgi seraient davantage liés au *sens de l'effort* puisqu'ils mesurent des variations de force [Berthoz 1997]. Combinés aux récepteurs articulaires, ces trois types de propriocepteurs informent en temps réel le système nerveux de la posture du corps, et jouent donc un rôle important dans le maintien de la stabilité posturale [Horak 2006]. Le cou est particulièrement riche en faisceaux neuromusculaires, qui sont naturellement activés dès que l'on bouge la tête. En coopération avec le système vestibulaire de l'oreille interne (cf section 2.7.3.3), les propriocepteurs du cou délivrent des impulsions permettant les réactions réflexe de redressement postural. Le système proprioceptif a notamment la capacité d'anticiper les déséquilibres posturaux, en modulant par avance les propriétés dynamiques des fuseaux neuromusculaires selon le mouvement requis et le contexte [Berthoz 1997], une capacité aussi appellée *posturo-cinétique* par [Bouisset 1983] (cf section 2.7.2.3).

La technique de rééducation posturale d'Alexander considère que la proprioception est le sens qui a le plus d'importance pour le musicien, et même davantage que l'ouïe [Alexander 1974]. Effectivement, *il est possible qu'un musicien soit pratiquement sourd et néanmoins capable, grâce à la proprioception de faire de la musique* [De Alcantara 2000]. En atteste le célèbre cas de Beethoven capable de suppléer la déficience de son oreille par la construction d'une image sonore suffisamment forte, grâce au *codage kinesthésique* de ses mouvements ou de ceux de ses élèves sur le piano [Joliat 2008]. Il semble d'ailleurs impossible de jouer d'un instrument si on est privé de proprioception : *S'il n'existe plus aucune proprioception, le corps devient en quelque sorte sourd et aveugle vis-à-vis de lui-même, et cesse de s'appartenir et de se ressentir comme étant lui-même* [Sacks 1992]. La proprioception n'est pas un sens clairement identifié par la conscience, comme les cinq sens traditionnels, sans-doute en raison du fait que ses capteurs sont dissimulés [Berthoz 1997]. Parce que la proprioception se fait automatiquement et inconsciemment, beaucoup de musiciens ont une fausse perception d'eux-mêmes [Sacks 1992]. Par exemple, un violoncelliste qui ne se rendrait pas compte de la position exacte de ses épaules serait symptomatique d'une proprioception erronée. D'après [Alexander 1974], cette "inconscience proprioceptive" est responsable des dérèglements de l'activité musculaire nécessaire au maintien d'une bonne posture : *Chaque fois que vous contractez les muscles du cou, les multiples propriocepteurs qui s'y trouvent sont déréglés et leur feedback est faussé* [De Alcantara 2000]. Dans l'expérience de cette thèse, notre contrainte d'immobilisation de la tête du violoncelliste par une minerve (cf section 3.3.1) est susceptible d'engendrer de tels dérèglements proprioceptifs, et nous observerons de quelle manière cela influe sur les caractéristiques de l'expressivité musicale produite.

2.7.3.3 Système vestibulaire

Si les capteurs proprioceptifs mesurent les mouvements *relatifs* des segments corporels entre eux, ils ne sont pas suffisants pour anticiper et contrôler les mouvements complexes. Pour ce faire, le cerveau doit connaître les déplacements *absolus* de la tête et du corps dans l'espace [Berthoz 1997]. Cette information est obtenue grâce aux récepteurs du système vestibulaire situés dans l'oreille interne. Les capteurs vestibulaires se composent de trois canaux semi-circulaires et de deux otolithes. Les canaux sont orientés selon les trois axes de l'espace, et détectent les accélérations angulaires de la tête. Les otolithes détectent les accélération linéaires mais sont aussi sensibles à la gravité, ce qui permet de renseigner sur la position absolue de la tête par rapport à la verticale. Pour ces raisons, les capteurs du système vestibulaire constituent une véritable centrale *gravito-inertielle* essentielle au fonctionnement du contrôle postural. La détection de la gravité par le système vestibulaire permet aussi d'anticiper sur les déplacements de la tête et d'effectuer des réajustements posturaux très rapides, conjointement aux mesures d'accélération des capteurs. Néanmoins, le contrôle complet de l'équilibre n'est pas seulement du ressort du système vestibulaire. L'équilibration fait l'objet d'une intégration multisensorielle des afférences vestibulaires, visuelles et proprioceptives d'origine cervicale [Paillard 1976]. A noter aussi qu'en l'absence de système vestibulaire (ablation du labyrinthe de l'oreille), il serait possible de compenser la perte d'équilibration par les capteurs proprioceptifs du grand dorsal (le plus grand muscle du dos) [Sacks 1992]. Il est intéressant de le savoir étant donné que notre matériel d'immobilisation posturale (harnais, minerve) influe sur la proprioception du buste, du cou, ainsi que sur le fonctionnement normal du système vestibulaire.

Par rapport à l'expressivité musicale perçue, plusieurs études ont montré que le système vestibulaire joue un rôle majeur dans l'encodage métrique et la perception du rythme au travers des mouvements corporels [Phillips-Silver 2008, Trainor 2009, Burger 2013a]. Grâce aux mouvements de la tête notamment, le système vestibulaire permettrait de désambiguïser une hiérarchie métrique complexe, à partir de la pulsation rythmique présente dans le stimulus auditif. La tête serait également associée à un effet de support ou d'adaptation (*embodied attuning*) des mouvement corporels au flux rythmique [Leman 2007]. Part

ailleurs, à chaque inclinaison du corps, des réflexes dits vestibulo-spinaux se déclenchent afin d'effectuer des rattrapages et maintenir le corps en équilibre [Berthoz 1997]. Comme ces réflexes du système vestibulaire mettent en correspondance chaque canal semi-circulaire avec les muscles posturaux du corps et de la nuque, on peut supposer qu'une immobilisation de la tête se traduirait non seulement par un déséquilibre postural global, mais aussi par des difficultés à synchroniser les actions sensori-motrices à la perception de la rythmique musicale. Cette hypothèse peut être renforcée avec [Todd 1999], qui soutient que les mécanismes sensori-moteurs et vestibulaires fonctionnent de concert dans de nombreuses circonstances et notamment lors de la perception d'une rythmique musicale. Plus précisément, les mécanismes évolués du système de planification motrice lors de l'écoute, modulerait l'activité de systèmes plus primitifs comme les réflexes vestibulo-spinaux et la synchronisation sensori-motrice. Notons enfin que des études récentes soutiennent l'influence de la rythmique du son (vitesses de rotation sonore dans un système ambisonique) sur la stabilisation posturale en station debout [Gandemer 2014].

2.8 Contrôle postural et moteur du violoncelliste

2.8.1 Flexibilité de l'activité posturale

D'un point de vue biomécanique, la posture est une attitude d'ensemble, définie par la position relative des segments corporels ainsi que par leur orientation dans l'espace [Bouisset 1991]. Néanmoins, la posture ne se réduit pas à une représentation statique et figée de l'architecture corporelle. Elle met aussi en oeuvre des mécanismes dynamiques permettant de s'adapter constamment aux contraintes externes de son environnement, telles que la pesanteur, la stabilité des appuis sur le support ou les perturbations induites par un mouvement [Massion 1997]. Le corps humain peut ainsi être assimilé à un système déformable de segments articulés [Robertson 2013], à partir duquel peuvent être extraites des caractéristiques inertielles (sous couvert d'une hypothèse de rigidité de ces segments) [Dempster 1955]. Ces caractéristiques font qu'il est possible de mesurer l'activité posturale d'au moins deux manières différentes et complémentaires : par la cinématique des mouvements des segments au cours du temps, et par la cinétique des forces et moments qui s'exercent sur le support. Au chapitre 3 de la thèse, nous décrirons deux dispositifs techniques utilisés pour effectuer ces mesures cinématiques (section 3.2.2) et cinétiques (section 3.2.1) de posture.

L'activité posturale ne serait donc pas un processus passif et rigide mais au contraire adaptable et flexible, intégrant de nombreux paramètres physiques, physiologiques mais aussi individuels et situationnels [Paillard 1976]. La "rigidité" d'une posture aurait une incidence sur tous les aspects de la technique du musicien [De Alcantara 2000]. Pour le hautboïste par exemple, le fait de comprimer la cage thoracique avec les coudes entrenerait la fixation de l'angle entre le corps et l'instrument ainsi que l'étouffement du son. La posture correcte consisterait plutôt à trouver l'équilibre des coudes en adaptant dynamiquement leur distance aux côtes [Goossens 1977]. On retrouve ces mêmes principes dans le jeu au violon, où le contact de l'instrument avec le corps est si intime que *toute tension, toute crispation corporelle se ressent immédiatement dans le jeu* [Hoppenot 1981]. L'activité posturale en général et du musicien en particulier revêt plusieurs fonctions que nous allons maintenant détailler.

2.8.2 Fonction posturale d'équilibration

2.8.2.1 Un soutien antigravitaire

La gravité est une force omniprésente que l'organisme doit vaincre pour ne pas être plaqué au sol. Le maintien actif d'une attitude posturale exige le déploiement d'un plan de coopération musculaire spécifique, permettant de lutter contre la gravité [Okada 1972]. Par exemple, la station verticale debout bras le long du corps, qui constitue "l'attitude fondamentale" de référence, dépend essentiellement de la

contraction permanente de muscles extenseurs des jambes, des cuisses, du dos et de ceux assurant la rétroversion du bassin, afin d'empêcher la chute du corps en flexion. Chaque posture dérivée de la station debout déclenche des réactions de soutien antigravitaires [Bouisset 1991], conditionnant la position du centre de gravité et un nouvel état d'équilibre entre segments corporels [Winter 1995]. Bouisset précise que des phénomènes comparables d'équilibration sont observés dans le cas de postures dérivées de la position assise "naturelle", ce qui est important compte tenu des mouvements de balancier que les violoncellistes effectuent avec le tronc (voir figure 2.12).

2.8.2.2 Equilibration verticale

L'équilibration posturale a pour but de conserver la projection du centre de gravité dans un polygone dit de sustentation [Horak 2006]. Ce polygone est une surface obtenue en joignant les divers points d'appui qui supportent le corps. Sa forme varie en fonction de la disposition des appuis, ce qui influence aussi le maintien de l'équilibre. En station debout, l'équilibre est particulièrement instable, car le polygone de sustentation ne couvre qu'une petite surface entre les pieds. En revanche, dans la position assise, le support de la chaise rajoute un appui et allonge la surface du polygone. La posture du violoncelliste serait ainsi naturellement plus stable que celle d'un violoniste jouant debout [Hoppenot 1981]. Hoppenot précise aussi que quelle que soit la position de jeu du violoniste, debout au assise, tout son équilibre se crée à partir de la verticale du corps. On peut donc voir le vecteur gravité comme un référentiel "géocentrique" [Paillard 1971], un fil à plomb naturel externe au corps, par rapport auquel s'élabore le référentiel postural ("égocentrique"), ainsi qu'une *perception de la verticale subjective* [Berthoz 1997].

2.8.2.3 Stabilisation posturale

D'un point de vue biomécanique, on peut dire qu'une posture est en ***équilibre statique*** tant que son centre de gravité se projette à l'intérieur du polygone de sustentation, et que la stabilité est assurée par des mécanismes de type réflexes asservis [Paillard 1994]. C'est ce qui se passe lorsque le violoncelliste prend une pose "statique", c'est-à-dire sans bouger, avec son instrument. Dans cette position de référence, les oscillations posturales du corps sont contrôlées sur la base d'appuis stables, le sol et la chaise [Gagnepain 2001]. Le poids du système violoncelliste/instrument compense alors exactement la réaction des appuis, et cela se traduit par un alignement des centres de projection de chaque force (centre de gravité et centre de pression) sur la ligne de gravité géocentrique.

Dès que le violoncelliste se met en mouvement, il se crée des forces de perturbation internes ou *endogènes* qui "déforment le système" [Bouisset 1991]. De l'équilibre statique initial, le système passe dans un état de déséquilibre transitoire encore appelé ***équilibre dynamique***, pour lequel la résultante des forces et moments appliqués n'est plus nulle. Le centre de gravité du système "glisse" alors d'une posture à une autre dans le sens du mouvement [Berthoz 1997], ce qui le désaligne du centre de pression par rapport à la ligne de gravité et le fait éventuellement sortir du polygone de sustentation. Les réactions de stabilisation posturale ont pour objectif de maintenir le centre de gravité au sein de la surface de sustentation, par le développement de forces opposées aux forces perturbatrices. Comme nous le verrons dans la section 8.2.4.3 de cette thèse, cette stabilisation peut parfois s'opérer par la mise en oeuvre de mécanismes (ou *patterns*) de compensation subtils.

2.8.3 Fonction posturale directionnelle

2.8.3.1 Une orientation coordonnée au mouvement

De manière complémentaire à sa lutte contre la gravité, la posture assure aussi une fonction essentielle de préparation et de soutien au mouvement [Bouisset 1991]. Elle mobilise l'individu pour un mouvement

déterminé par un certain processus [Coghill 1941]. En cela, on peut dire qu'elle forme un *Set* [Frank 1990], c'est-à-dire une configuration initiale de réception à un stimulus qui n'est pas encore arrivé. Cette attitude préparatoire (*Einstellung*) oriente les segments corporels selon le mouvement, de manière inconsciente (mécanismes d'équilibration-réaction) ou volontaire (mécanismes d'équilibration-action) [Thomas 1949]. L'influence de la préparation posturale sur la perception et le contrôle du mouvement a été largement démontrée par [Gurfinkel 1986, Gurfinkel 1991]. Ces travaux soutiennent l'idée d'une coordination motrice davantage modulée par un plan d'action global, composé de mécanismes flexibles selectifs et anticipateurs (approche descendante proactive ou *top-down*), que par des réflexes rigides emboités les uns dans les autres (approche montante réactive ou *bottom-up*) [Berthoz 1997].

2.8.3.2 Une chaîne de support postural

Selon les principes de la *Gestalt*, le mouvement segmental isolé n'existe pas, chaque geste intentionnel met en jeu la totalité du corps (cf section 2.5.1). Ainsi, depuis [Belenkii 1967], on admet que le mouvement intentionnel constitue une perturbation de l'équilibre corporel, qui s'accompagne d'une modification de la posture. Par exemple au violon, un déplacement de l'archet, même minime, entraîne l'action de muscles (du dos notamment) qui le soutiennent et lui donnent une liberté d'action [Hoppenot 1981]. Au violoncelle, n'importe quel coup d'archet ou changement de position sur le manche déplace le centre de gravité corporel et nécessite des petites corrections posturales [Mantel 1995]. La commande motrice se distribue donc aussi à des muscles qui ne sont pas directement responsables de l'exécution du mouvement intentionnel. Il peut parfois s'agir de muscles bien éloignés du membre visiblement mobilisé, et davantage proches de la ou des surfaces d'appui [Bouisset 1991].

Ces observations montrent qu'il est nécessaire de distinguer clairement les activités posturales et cinétiques de l'organisme au cours de l'acte intentionnel [Paillard 1971]. Comme le suggérait déjà [Sherrington 1906], la posture accompagne le mouvement comme son ombre. [Hess 1943] parmi les premiers, a proposé qu'un mouvement destiné à atteindre une cible (dite *téléocinétique*) ne peut se produire que s'il est soutenu par une posture initiale (dite *éréismatique*). L'action motrice se décomposerait ainsi en une "chaîne posturale" constituée des segments propres au support postural du mouvement, et de l'autre une "chaîne volontaire ou focale" correspondant aux segments du membre mobilisé volontairement [Bouisset 1991]. La coordination entre ces deux chaînes (posture et mouvement) serait assurée par un processus de commande parallèle, capable de les dissocier tout en intégrant la simultanéité de leurs actions [Arbib 1981]. Nous mettrons l'étude de cette coordination en oeuvre au chapitre 5.3 de la thèse.

2.8.4 Coordination motrice

2.8.4.1 Contrôle des degrés de liberté

L'organisation d'un mouvement comme le *tiré d'archet* d'un violoncelliste nécessite un contrôle coordonné des segments corporels impliqués dans son déroulement par rapport aux trois dimensions de l'espace. Il s'agit d'un problème complexe, notamment en raison des multiples degrés de liberté inhérents au système {violoncelliste/intrument}. La coordination, telle que définie par [Bernstein 1935], consiste à intégrer ce grand nombre de degrés de liberté en un système plus simple et contrôlable. Ainsi la réalisation d'un mouvement particulier se traduit par l'activation sélective de ces degrés de liberté selon des combinaisons d'*unités fonctionnelles* mobilisant certains segments, muscles et articulations [Turvey 1990]. Selon [Droulez 1986], il est alors possible de caractériser chaque posture individuelle composant le mouvement, par les angles tridimensionnel liés à la géométrie du squelette, plutôt que par la position spatiale des membres. Nous utiliserons cette technique de caractérisation angulaire de la posture à la section 8.2.3 de cette thèse.

Néanmoins, la multiplicité des angles inter-segments forme un jeu de variables locales encore trop important à contrôler directement [Berthoz 1997]. Pour simplifier le problème, le cerveau fonctionnerait davantage avec des variables globales telles que l'élévation et l'azimut de chaque membre [Soechting 1984]. Les contraintes cinématiques entre les différents segments du corps se traduiraient alors plus simplement par des relations de phase entre ce type de variables globales [Lacquaniti 1986]. Enfin, selon des théories reconnues sur la motricité, le cerveau serait capable de prédire les grandeurs cinématiques à partir de quelques paramètres liés à la géométrie du mouvement [Viviani 1991]. C'est le cas de la fameuse *loi de puissance un tiers*, validée par Viviani lors de mouvements elliptiques, qui prédit la vitesse tangentielle instantanée d'une trajectoire à partir de son rayon de courbure. Lors du jeu *legato* au violoncelle par exemple, la main dessine des ellipses très légères aux changements de direction de l'archet, de façon à ce que les liaisons s'effectuent en souplesse sans provoquer dureté ou sécheresse du son [Hoppenot 1981]. La loi de puissance un tiers mettrait en évidence que la main tenant l'archet accélère dans les parties plates (*tiré/poussé* d'archet) et ralentit dans les parties courbes (changement de direction ou *reprise* d'archet). Notons ici que certains travaux récents se sont intéressés à l'encodage (*embodiement*) des propriétés motrices de cette loi au sein des variations de dynamique des sons de frottement, et ont montré qu'il était possible de reconnaître des formes de mouvement biologiques grâce au son [Thoret 2015].

2.8.4.2 Stratégies de coordination

La coordination s'exprime par la mise en oeuvre d'un "programme d'action", c'est-à-dire une activation de la musculature ordonnée dans l'espace et dans le temps [Paillard 1976]. Le choix du ou des segments anatomiques à coordonner est dépendant des contraintes de l'action à effectuer. Selon la tâche et ses contraintes éventuelles, les degrés de liberté articulaires peuvent être contrôlés de façon plus ou moins indépendante. On distingue ainsi deux grandes stratégies de coordination, correspondant à deux modes extrêmes de contrôle sur les articulations (théorie de [Bernstein 1935]) :

- La stratégie dite "en bloc", qui revient à bloquer des articulations afin de minimiser le nombre de degrés de liberté à contrôler simultanément au cours du mouvement.
- La stratégie dite "articulée", qui contrôle successivement les segments indépendamment les uns des autres.

Selon la stratégie de coordination adoptée, les fonctions posturales et cinétiques de l'acte moteur (cf section 2.8.3.2) ne sont pas distribuées aux muscles de la même façon [Paillard 1971]. On peut supposer que dans la stratégie "en bloc" notamment, la simplification du nombre de degrés de liberté à contrôler induirait en retour un couplage plus important entre les chaînes posturales et cinétiques que dans la stratégie "articulée". Nous observerons en effet à la section 5.3 que certaines conditions posturales de notre expérimentation tendent à accréditer cette hypothèse.

Au violoncelle, l'importance d'une stratégie de coordination déliée ou "articulée" est bien réelle : le mouvement intentionnel suit les exigences des doigts, mais ces derniers seraient seulement la dernière instance d'une série de mouvements de muscles coordonnés dans le centre du corps [Mantel 1995]. Il faudrait donc laisser à ces muscles centraux, et notamment au *contrôle primaire* (voir section 2.8.7), le soin d'assurer la fonction posturale en tant que "constante de coordination globale", qui déclenche et régule le bon enchaînement des mouvements [De Alcantara 2000].

La stratégie de coordination "en bloc" serait perturbatrice du contrôle primaire, et induirait des mécanismes de compensation nuisibles à l'expression du violoncelliste [Gagnepain 2001]. Ces *patterns* sont subtils et inconscients la plupart du temps, car ils stabilisent le corps sous forme de réactions réflexes. Mais il importerait d'en prendre conscience, de façon à ce que l'action des deux bras et notamment l'effet du *transfert bilatéral* (section 2.8.6) ne puisse pas venir perturber la coordination, même lors d'un mouvement brusque [Mantel 1995].

2.8.5 Posture assise

2.8.5.1 Un rapport à la verticale

Toute la posture du violoncelliste s'organise selon une perception claire de la verticale du corps. Dérivée de la posture assise naturelle, elle doit constituer un référentiel stable et sans tensions, qui ne s'obtient que par une recherche permanente de l'équilibre. D'après [Hoppenot 1981], *la fixation de la verticale ne résulte pas d'une immobilisation mais d'une activité orientée sur des points très précis.* Nous expliciterons section 2.8.7 quels doivent être ces points précis. Ce serait donc une erreur de rechercher une position fixe [De Alcantara 2000]. Pour les pianistes par exemple, [Neuhaus 1978] affirme que les meilleures positions corporelles sont celles qui permettent d'en changer avec le maximum d'aisance et de vitesse. De même, pour les violoncellistes, la posture adéquate serait celle leur permettant de se lever directement et sans efforts de leur siège [Starker 1975].

2.8.5.2 Recherche de l'assise

On comprend que la manière de s'assoir est fondamentale pour un violoncelliste, car elle conditionne tout son équilibre de jeu. Chez un violoniste en station debout, l'équilibre se crée en premier lieu à partir des pieds le long d'un axe vertical allant jusqu'à la tête [Hoppenot 1981]. Chez un violoncelliste, les réactions d'appui sont plus réparties (entre sol et chaise) et l'orientation du bassin s'avère primordiale pour la stabilité de la posture [Gagnepain 2001]. La partie basse du bassin en appui sur la chaise est composée des deux ischions (les os des fesses), et forme un socle sur lequel la colonne vertébrale peut pivoter tel un mat. La position des ischions conditionne l'élévation de la colonne et le juste alignement de la tête sans tensions. Trop en arrière (rétroversion), le corps compense par un menton vers l'avant et un arrondissement du dos. Trop en avant (antéversion), la colonne se tend exagérément vers l'arrière, ce qui provoque la rigidité de la nuque et l'hypercambrure du dos. La position adéquate du bassin est intermédiaire, c'est-à-dire érigée en équilibre sur ses ischions. Une assise près du bord de la chaise favoriserait cette posture de référence [Gagnepain 2001].

Comme nous l'avons dit plus haut, une bonne posture ne serait pas figée mais mobile et adaptable. Cela signifie que le bassin du violoncelliste doit librement pouvoir s'orienter et basculer sur ses ischions selon le contexte musical. Cette tâche ne peut aboutir sans un travail actif des pieds, et la synergie des métatarses avec tous les muscles du corps [Hoppenot 1981]. Leur positionnement optimal est conditionné par la relation jambes/bassin, qui jouent le rôle d'une "courroie de transmission" des efforts vers le buste et les bras. Notamment, écarter les pieds plus que les genoux provoque le verrouillage du bassin, et donc une perte de mobilité corporelle globale [Gagnepain 2001]. D'après ces observations, il est à supposer qu'une immobilisation du bassin engendrerait davantage de rigidité dans les jambes, et donc une coupure entre le haut et le bas du corps. Hoppenot parle de cette coupure du corps en deux pour le violoniste, et de ses conséquences sur les "qualités de pureté du son". Selon elle, ces éléments de posture sont fondamentaux non seulement pour effectuer des gestes cohérents ou pour se concentrer, mais surtout parce qu'ils conditionnent la production d'un *véritable son physique.* La recherche dynamique de l'assise et de la concentration serait indissociable de celle du rayonnement instrumental, et du *pouvoir musical maximum* donné aux extrémités tactiles : *le son, matériau essentiellement vivant, n'est flexible et maniable que s'il résulte d'une émission ponctuelle, d'un acte précis.* L'idée formulée par Hoppenot est que si le corps tout entier est impliqué, alors cet acte permet de *cultiver l'impression d'une même courbe sonore : Le son enfle, se réduit, meurt, renaît, se transforme, s'éloigne, s'approche, change de couleur, mais demeure toujours la même voix miraculeuse qui s'exprime, donnant l'impression d'une sonorité illimitée. La phrase est convaincante lorsqu'elle se déroule dans un franc et unique son qui change de hauteur dans un même écoulement fluide et généreux que rien ne perturbe.*

2.8.6 Symbiose corps/instrument

2.8.6.1 Une incarnation instrumentale

L'instrument fait partie intégrante de la posture du musicien, en lui donnant d'une certaine façon sa forme finale. Par conséquent, l'équilibre de l'un ne peut pas s'envisager sans celui de l'autre, ils reposent sur les mêmes principes. Pour [Hoppenot 1981], la recherche de symbiose entre le corps du violoniste et son instrument devrait constituer un préalable indispensable à toute action instrumentale. L'équilibre instrumental repose sur l'équilibre corporel, un principe résumé par Hoppenot dans sa formule : *c'est en "tenant" nous-mêmes que violon et archet "tiendront"*. De même, la formule "jouer du violoncelle" implique de parvenir à intégrer corporellement deux éléments distincts au fonctionnement très différent (violoncelle et archet) dans un même *tout instrumental*.

Le violoncelle d'abord, est un élément massif et plutôt statique, qui tient grâce à un équilibre réalisé par trois points de contact corporels au niveau du buste et des jambes, ainsi que par l'appui de la pique au sol. Les genoux doivent l'accueillir avec souplesse dans une position convexe et tournée vers l'extérieur. La jambe gauche notamment contribue à la stabilité de la posture, par un léger mouvement d'adduction (vers l'intérieur) [Gagnepain 2001]. De par sa position sur le devant du corps, le violoncelle génère une force d'inertie importante lors des déplacements posturaux du musicien. Pour ne pas rester prisonnier du corps de l'instrumentiste, un rapport d'équilibre dynamique, de type château de cartes, doit se créer entre le violoncelle et le buste au niveau du sternum [Gagnepain 2001]. Il s'agit d'un phénomène d'opposition constructive assurant *la stabilité et la dynamique des positions corporelles, ainsi que la fluidité et l'efficacité des mouvements* [De Alcantara 2000]. La stabilité de cette opposition conditionne la mobilité latente. On retrouve ce principe d'opposition dynamique avec un instrument comme la harpe, qui se joue basculée vers l'épaule droite du musicien [Chadefaux 2013a]. Pour contrôler efficacement l'exécution du pincement, le harpiste doit en effet trouver un certain équilibre dans l'interaction avec son instrument, notamment à l'aide de son bras droit et de ses genoux. Notons enfin dans un autre registre que le principe d'opposition s'applique de la même façon chez les danseurs de Tango, où la qualité de résistance installée par le buste permet de ne faire plus qu'un ensuite dans le mouvement.

L'archet, contrairement au violoncelle, est une *structure dynamique dont la nature même est de se mouvoir* [Hoppenot 1981]. Hoppenot précise que pour qu'il s'intègre à l'équilibre général, le musicien doit étendre son schéma corporel, le penser comme une excroissance de lui-même, tel un troisième segment de bras droit. Effectivement, l'être humain possède la capacité de prolonger par un outil la perception des limites de son corps propre [Berthoz 1997]. Cette sensation d'incarner ou de "faire corps" avec l'outil se retrouve dans de nombreux exemples tels que la main sur le papier au bout du crayon, les pieds sur le sol au bout des échasses, ou le conducteur sentant le contact des roues de sa voiture sur la route. Berthoz décrit l'incorporation de l'objet dans son espace externe comme une propriété du sens haptique, une combinaison d'informations proprioceptives élaborée sur une "hypothèse de rigidité", telle que la courbure et la forme de l'objet. On retrouve cette idée dans de célèbres techniques d'archet pour violoncelle, et notamment celle d'André Navarra, qui insiste sur l'importance de sentir en permanence l'archet dans sa main jusqu'au point de contact avec la corde. L'incarnation de l'archet semble ainsi déterminante pour le musicien, afin qu'il puisse jouer sur les cordes de son instrument comme sur son propre corps [Hoppenot 1981]. Selon Hoppenot, la qualité sonore émise par l'instrument doit révéler celle de la "vibration du corps", et non être crée *ex nihilo* indépendamment du musicien. Cela nous permet de supposer l'importance de la posture, intégrant l'instrument, dans son rapport au mouvement et à l'expressivité sonore produite.

Dans ce contexte, les mouvements posturaux faciliteraient les reprises d'archet (changements de direction entre *tiré/poussé* d'archet) tout comme les changements de position et de corde, adoucissant ainsi les transitions sonores trop brusques [Mantel 1995]. En fait, ils contribueraient à *faire respirer l'archet*, c'est-à-dire à entretenir le bon dosage entre la force sur la baguette et la vitesse de l'archet sur toute

la trajectoire du son [Hoppenot 1981]. Hoppenot précise que l'instrumentiste peut trouver cette respiration à l'aide d'une image mentale, dans laquelle l'archet est toujours lié à la corde, même lorsque le geste musical oblige la baguette à se soulever. Pour Hoppenot, l'incorporation de l'archet au musicien conditionnerait la souplesse du tracé, le moelleux des attaques et la production de sonorités denses et timbrées. Seule une maîtrise de cette conduite du son (cf section 2.1.8.4) et du façonnage de chaque note, permettrait de produire un jeu clair, limpide, où chaque détail est perceptible, et n'offrant aucune prise à la désorganisation rythmique.

2.8.6.2 Un équilibre de forces

Violoncelle et archet sont maintenus et intégrés au corps dans un équilibre basé sur l'action de quatre forces convergentes [Hoppenot 1981] :

- Une force verticale orientée vers le bas, correspondant au propre poids du violoncelliste.
- Une force verticale opposée orientée vers le haut. Venant des pieds et de l'activité du bas du corps, elle est liée au tonus musculaire et à la fonction posturale de soutien anti-gravitaire.
- Deux forces horizontales opposées orientées vers le corps au niveau de la ceinture scapulaire. Elles sont liées à la symétrie corporelle et permettent d'unifier instrumentalement les différences de fonctionnement de chaque main.

Le dynamisme et l'opposition de ces quatre forces à tout instant permettent d'assurer une cohésion entre le violoncelliste et son instrument. Elles sont la condition de mouvements posturaux sans tensions et de l'absence de serrages ou d'efforts volontaires pour retenir l'instrument. Hoppenot précise que la perte de cet équilibre de forces rigidifie la posture, et induit des crispations corporelles retransmises immédiatement dans le jeu musical.

Deux transferts d'énergie s'avèrent être particulièrement importants pour la coordination entre posture et mouvement du violoncelliste [De Alcantara 2000]. Comme on peut l'observer figure 2.9, ces transferts sont directement liés à l'équilibre entre les quatre forces convergentes. Le *transfert bilatéral* tout d'abord, correspond au couplage naturel entre les deux bras, le fonctionnement de l'un influençant toujours indirectement celui de l'autre. Selon [De Alcantara 2000], un manque d'intégration posturale (par le tronc) de la bilatéralité de ces gestes, résulterait en des problèmes de coordination. Nous en verrons implicitement l'effet à la section 6.4.1 de cette thèse, au travers d'une désagrégation de la cohérence rythmique.

Outre leur logique corporelle propre, côté droit et côté gauche tirent leur énergie d'une même source circulant verticalement des pieds à la tête. Il s'agit du *transfert quadrilatéral*, qui caractérise l'interdépendance de tension entre tous les membres [De Alcantara 2000]. En effet, le fonctionnement d'une jambe influence non seulement l'autre jambe mais aussi celui des deux bras. De Alcantara illustre les effets négatifs de cette dépendance inter-membres en prenant l'exemple du musicien tapant la pulsation au pied. Cet effort engendrerait selon lui des mécanismes compensatoires allant à l'encontre de la coordination globale, et révélant davantage un manque de clarté rythmique interne. Ainsi, la coordination du musicien ne serait pas un mécanisme seulement réglé par l'action des bras, mais dépendant également de celle des jambes. Si le violoncelliste se balance latéralement en jouant, c'est qu'il fait nécessairement varier l'énergie transmise au buste par ses jambes au moyen de différences de pression de ses pieds en contact avec le sol. Dans cette thèse et la partie III notamment, nous ne nous étendrons pas sur l'influence des jambes et des pieds, mais nous en étudierons les effets au travers des mouvements oscillants du tronc.

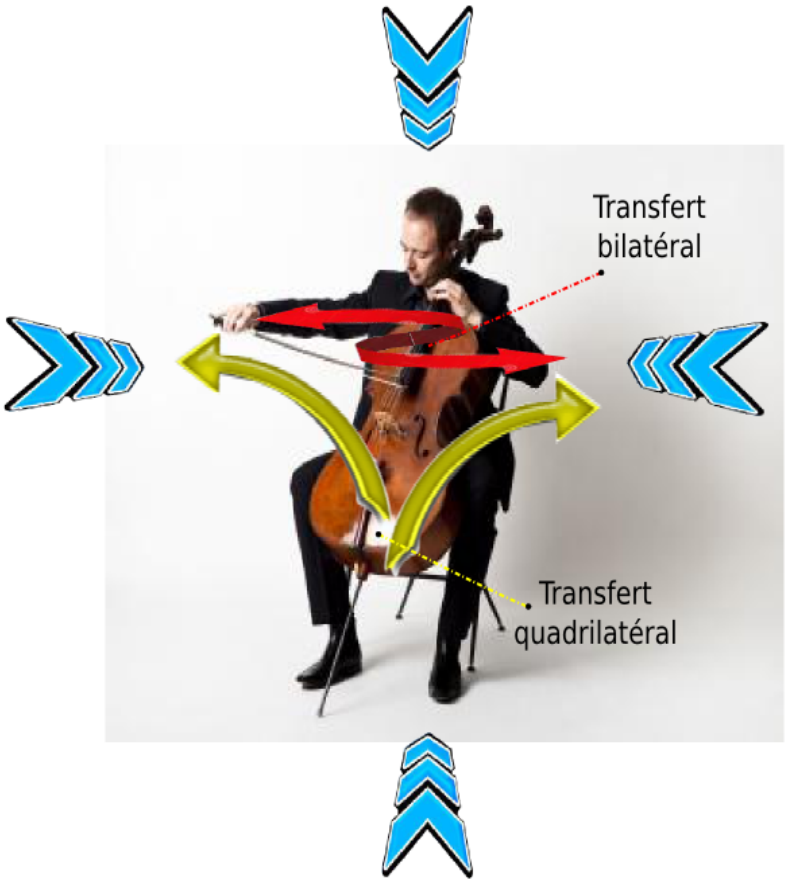


FIGURE 2.9 – Les quatre forces centripètes et les deux transferts d'énergie du violoncelliste (*photo de Henri Demarquette*)

2.8.7 Contrôle primaire

2.8.7.1 Référentiels posturaux

Selon [Paillard 1976], la tête et le bassin sont les deux référentiels internes principalement utilisés pour contrôler la posture et l'équilibre. La tête tout d'abord, s'appuie, comme nous l'avons vu, sur le référentiel géocentrique de la ligne de gravité pour stabiliser son orientation dans l'espace. Sa position angulaire et plus particulièrement la direction du regard constitue une référence posturale stable à partir de laquelle se développe le mouvement. Le bassin ensuite, permet de contrôler globalement la position du centre de gravité corporel. Enfin, entre la tête et le bassin vient s'articuler le buste, tout entier structuré sur la face postérieure du corps (nuque, dos et reins) par la colonne vertébrale [Hoppenot 1981].

L'analyse du retournement du chat qui tombe et atterrit dans sa posture fondamentale, témoigne de l'importance du référentiel postural primaire lié à l'orientation de la tête, dans l'organisation de la posture et la coordination des mouvements [Paillard 1976]. Lors de ce réflexe de redressement dit de Magnus, c'est bien l'orientation de la tête au début du mouvement qui semble primordiale pour engendrer la chaîne des réactions musculaires de positionnement final du corps et des pattes [Marey 1894, Magnus 1924]. Il existe d'ailleurs dans la nature bien d'autres contextes d'équilibration dans lesquels "la tête mène et le corps suit", et les mouvements posturaux du musicien n'y feraient pas exception [De Alcantara 2000].

2.8.7.2 Directions primaires

En raison de l'existence du référentiel primaire lié à l'orientation de la tête, Alexander disait qu'une bonne position du corps n'existe pas mais qu'il existe par contre une bonne direction appellée "contrôle primaire", permettant au corps de se coordonner de façon idéale [Alexander 1955]. Le contrôle primaire serait ainsi un mécanisme central du contrôle postural chez le violoncelliste et un facteur indissociable de son expressivité musicale [De Alcantara 2000]. Il consiste à établir une relation souple entre la tête, le cou et le haut du dos, par le biais de la résistance dynamique opposant le buste et l'instrument. Cette opposition conditionnerait notamment la liberté de la tête à bouger dans une infinité de combinaisons, ainsi que la mobilité corporelle latente des segments (section 2.8.6).

Selon De Alcantara, les directions primaires de la tête jouent un double rôle : d'abord, orienter le corps vers le haut, en lui indiquant l'étirement optimal. [Alexander 1955] synthétise ce principe par la formule "penser vers le haut". Ensuite, accompagner le corps durant toute la trajectoire d'un mouvement lorsqu'il prend une posture ou qu'il en sort. En effet, seul l'équilibre du cou sur la verticale du dos permet une complète détente des trapèzes tout en assurant un ferme support de la tête [Hoppenot 1981]. Hoppenot précise que le violoniste obtiendrait cet équilibre par une élongation de l'arrière du cou (les vertèbres cervicales), ainsi qu'un *allongement du dos et de la taille comme si la tête voulait toucher le plafond tandis que les pieds s'ancrent profondément dans le sol.* Ainsi, lorsque la tête est bien placée, la colonne vertébrale lui procure un soutien et une fermeté qui l'unifie dynamiquement au buste et au bassin. Cela se traduit par une sensation de *continuité intérieure*, celle de "tenir le fil de la colonne d'aplomb autour d'un axe", d'où pourra s'établir une motricité naturelle et harmonieuse.

Chez le violoncelliste, le même principe de "fil à plomb" s'applique, et se traduit par une sensation de liberté dans les mouvements du bassin, lorsque la tête est bien dirigée par rapport aux pieds [Gagnepain 2001]. La figure 2.10 illustre des exemples de posture pour plusieurs violoncellistes célèbres. On peut constater qu'il n'existe pas une seule position de tête possible : celles de Casals et Rostropovitch sont plutôt orientées vers l'avant, alors que Starker la tient droite et Yo-yo Ma franchement vers l'arrière. Les positions de tête peuvent aussi changer selon le contexte musical, comme dans les deux photos de Navarra. Malgré leurs différences, toutes ces postures reflètent un bon usage du contrôle primaire : la colonne vertébrale n'est jamais ni tendue, ni avachie, le dos s'allonge et s'élargit de même que les épaules. Le cou prolonge la colonne et permet à la tête de se mouvoir librement. L'énergie est orientée vers le haut et projetée vers l'extérieur [De Alcantara 2000].

Trop de musiciens nuiraient à leur expressivité en négligeant cette direction fondamentale du contrôle primaire. Comme le fait remarquer De Alcantara, chaque action localisée par l'activité des bras, des mains ou des doigts, devrait s'effectuer en harmonie avec la coordination de la tête, du cou et du dos. En effet, le contrôle primaire est un *mécanisme du système d'ensemble*, dont il est possible de prendre conscience en renforçant le tonus général par la remontée du sternum [Hoppenot 1981]. Et il devrait toujours avoir la priorité sur les systèmes partiels, dont les ajustements focalisés sont fragiles. De Alcantara illustre ce phénomène chez le violoniste ou le flûtiste qui avancent et tordent inconsciemment la tête au moment de placer leur instrument, ainsi que chez la cantatrice enfonçant la tête dans les épaules au moment d'ouvrir la bouche. Le poids de la tête alors en porte-à-faux au lieu d'être équilibré sur la verticale, entraînerait généralement des crispations à la base du cou, et une dégradation globale de la qualité d'expression [De Alcantara 2000]. Les spécificités de l'expérimentation mise en place dans cette thèse ont été pensées par rapport au rôle central du contrôle postural primaire dans l'exécution du mouvement, et à son influence latente sur l'expressivité musicale (chapitre 3).

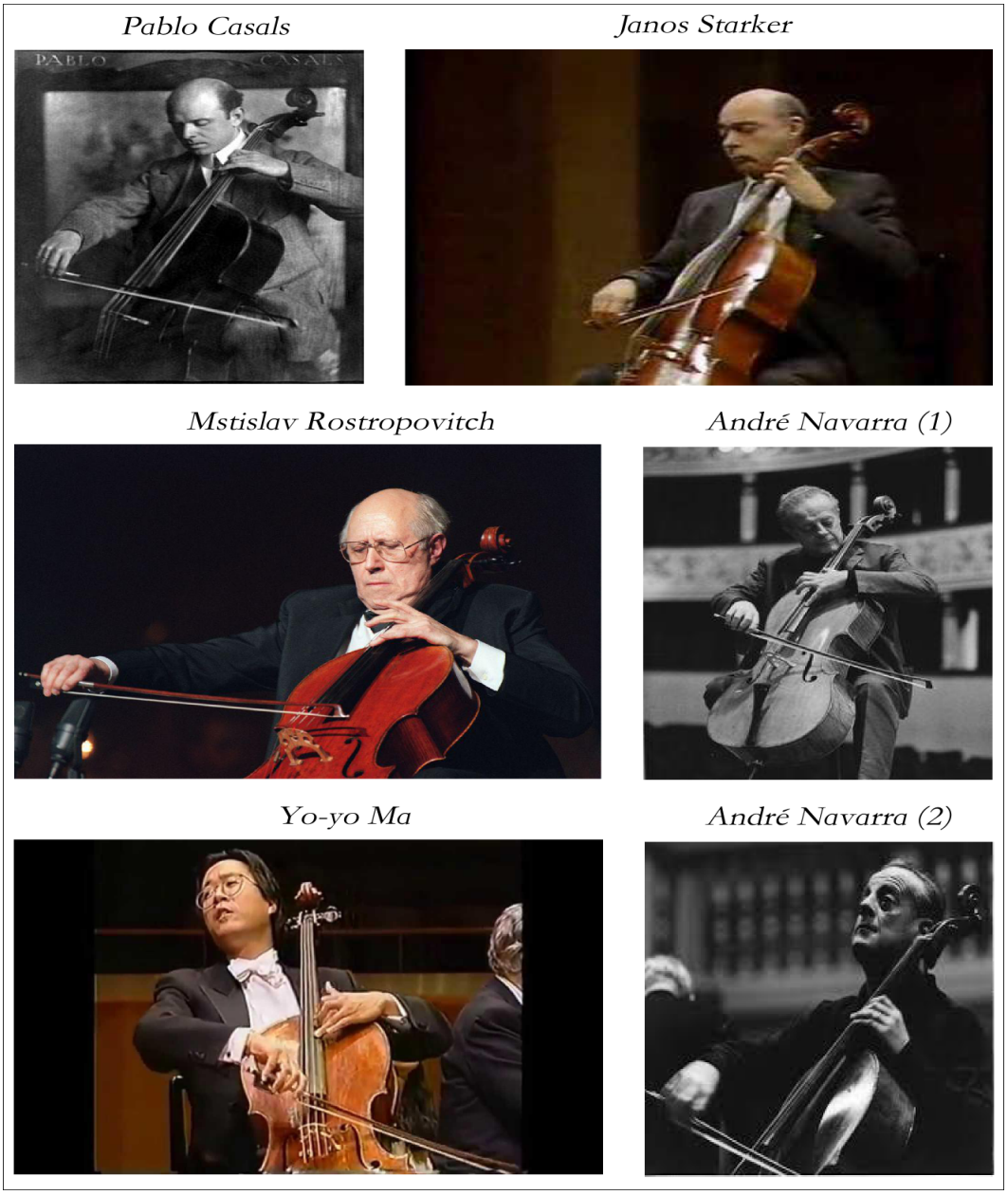


FIGURE 2.10 – Postures et contrôle primaire de plusieurs violoncellistes célèbres

2.8.8 Tonicité musculaire

2.8.8.1 La distribution du tonus

Même si l'activité musculaire du violoncelliste n'a pas été directement mesurée dans cette thèse, il semble important de parler du tonus, car sa régulation permet la bonne coordination des mouvements. En restreignant les capacités sensori-motrices du violoncelliste, les contraintes posturales de notre expérimentation influeraient indirectement sur ce paramètre indissociable de la posture et du mouvement. Le tonus musculaire est le support de la posture, et correspond à une tension permanente des muscles assurant la fixation des segments corporels [Paillard 1976]. Selon [Thomas 1949], la distribution du tonus est une activité réflexe visant à maintenir la posture de référence (tonus postural), ou à l'adapter au

changement de position de certains segments corporels (tonus d'action), ce qui assure ainsi l'équilibre du corps. Dans [Chadefaux 2013a], des analyses de répartition de l'énergie mécanique dans les membres supérieurs du harpiste ont pu montrer que la tonicité musculaire de l'épaule était très importante dans le contrôle du mouvement global. De façon similaire pour le violoncelliste, le rôle de l'ouverture d'épaule semble essentiel dans l'organisation du mouvement de bras droit et des vitesses d'archet, comme nous en aurons l'illustration à la section 8.2.4 de cette thèse.

Une juste tonicité posturale se traduit chez le violoniste par une *disponibilité* physique et musculaire susceptible de rendre toute action fluide et harmonieuse [Hoppenot 1981]. En effet, si la tonicité implique le maintien d'une certaine tension musculaire, elle est aussi indissociable de la détente qui permet l'absence de serrage et de crispations sur l'instrument. Hoppenot précise bien que l'état idéal du musicien doit être *tonique et décontracté*, et non pas *tendu et relâché*, ce qui sous-entend de trouver le juste équilibre entre tension et détente. Un excès de tension (contraction) du muscle déréglerait à terme ses facultés physiques sensibles. A l'inverse, un excès de détente (décontraction) du muscle correspondrait à un relâchement, c'est-à-dire un état de passivité ou de mollesse, qui le démobilise de la synergie planifiée pour le mouvement [Gagnepain 2001].

2.8.8.2 Le principe du moindre effort

[Mantel 1995] explique que le problème de la relaxation, c'est-à-dire de la recherche dynamique d'équilibre entre tension et détente, est fondamentale pour comprendre la physique du mouvement du violoncelliste. En fait, seule une opposition correcte des masses musculaires permettrait la conciliation harmonieuse de ces deux facteurs inséparables [Hoppenot 1981]. Hoppenot précise que tout geste effectue la combinaison de deux forces contraires - une expansion et une résistance à l'expansion - qui sont assurées par deux groupes de muscles différents (les *agonistes* ou accélérateurs et *antagonistes* ou ralentisseurs). Le violoniste [Mejia 1947] rappelle que ces groupes de muscles vont par paires le plus souvent, tels que le couple biceps/triceps qui contrôle la flexion/extension de l'avant-bras. Néanmoins, en vertu du principe de *Gestalt* (section 2.5.1), la contraction soudaine d'un muscle de bras peut aussi être compensée par la contraction réflexe d'un autre muscle plus central du corps pour maintenir l'équilibre [Mantel 1995].

Selon [Bernstein 1935], le processus de résistance/expansion serait commandé dans le cerveau par une grandeur définissant le point d'équilibre entre les deux groupes de muscles opposés impliqués dans le mouvement. Cette théorie dite du "point d'équilibre" définit le passage d'une position d'équilibre à une autre comme un rapport de forces musculaires [Feldman 1995, Bizzi 1984]. Pour cette raison, [Hoppenot 1981] dit que le mouvement n'est jamais unilatéral, c'est-à-dire uniquement dirigé vers l'extérieur, mais qu'*à chaque force issue de notre centre dirigée vers l'extérieur correspond une force opposée, qui nous ramène en nous et évite la dispersion de l'énergie*. Selon [Mantel 1995], un mouvement efficace doit répondre au "principe du moindre effort", consistant à assurer un bon équilibre général entre ces forces musculaires centrifuges et centripètes. En effet, si l'on assigne un seuil de sensibilité à chaque point d'équilibre entre forces musculaires, le contrôle et les possibilités de correction du mouvement seraient d'autant meilleures que ce seuil de sensibilité est bas. Autrement dit, une faible tension musculaire dans l'ensemble du corps permettrait de percevoir avec plus de précision le déroulé du mouvement [De Alcantara 2000].

Un corps tendu, ne respectant pas le principe de moindre effort, se caractériserait aussi par un manque de *flexibilité*, ne permettant pas de compenser les changements de posture [Mantel 1995]. L'inflexibilité corporelle résulterait alors en une *distorsion de la perception sensorielle*, c'est-à-dire un déséquilibre dans le rythme tension-détente [De Alcantara 2000]. Deux expériences menées par [Buitendijk 1956] ont mis en évidence l'importance du principe de moindre effort. Dans la première expérience, il est montré qu'une tâche de pointage est réalisée avec une meilleure précision en bénéficiant de la liberté de mouvement du tronc, qu'en condition d'immobilisation posturale. On peut en déduire que la flexibilité corporelle permet

d'économiser l'effort [Mantel 1995] et que la décontraction musculaire s'obtient en *laissant parler son corps* [Hoppenot 1981]. Dans la deuxième expérience, il est montré que même lorsqu'une balle est jetée répétitivement vers une cible, la précision des jets varie moins que les mouvements partiels permettant le succès de la tâche. On peut en déduire qu'il ne sert à rien de se figer sur des sensations fragmentaires systématiques, mais que mieux vaut entretenir la sensation globale en respectant le rythme tension-détente [Hoppenot 1981]. Cette déduction rejoint la théorie de la motricité suggérant que le système moteur réalise les mouvements selon un principe de minimum d'énergie et avec un minimum de secousses (*minimum jerk*) [Viviani 1995]. Une trajectoire d'archet ne serait ainsi pas codée intégralement, mais extrapolée à partir de conditions limites (positions, vitesse initiales et finales) puis executée en fonction des lois qui contraignent le mouvement (minimum de secousse et point d'équilibre) [Berthoz 1997]. Par exemple, [Nelson 1983] a montré que lors de coups d'archet lents au violon, la stratégie permettant la meilleure économie d'effort consiste à maintenir une vitesse d'archet quasi constante sur toute la durée du mouvement, car elle correspond au minimum de secousse. Enfin, [Mantel 1995] mentionne que les mouvements ancillaires des violoncellistes, même s'ils sont parfois peu économiques, appartiennent toujours au processus complet de la gestion du tonus, et que leur suppression ne manquerait pas de provoquer des raideurs inopportunes en d'autres endroits du corps.

2.8.8.3 Tonus et directions primaires

Selon [De Alcantara 2000], une personne bien coordonnée posséderait une tonicité musculaire bien dirigée. En effet, quand les directions corporelles liées au contrôle primaire sont respectées (voir section 2.8.7), il en résulterait une qualité particulièrement vivante des muscles qui deviennent élastiques et pleins de vitalité. Les directions primaires du violoncelliste assureraient ainsi une fonction importante dans la distribution homogène du tonus musculaire. En gardant la tête bien à l'aplomb de la colonne, sans contracter les muscles du cou, il se créerait un équilibre général conforme au principe du moindre effort, et facilitant la transmission naturelle de l'énergie dans toutes les opérations gestuelles [Hoppenot 1981]. Selon Hoppenot, ce processus conditionnerait *l'expression musicale spontanée, libre de circuler au travers d'une sensibilité nerveuse et tactile préservée de tout blocage.*

Nombreux sont les grands musiciens qui insistent également sur l'importance de la tonicité du dos dans l'expressivité musicale et notamment la perception de la puissance de son. Pour [Starker 1975] par exemple, la source de la puissance sonore du violoncelliste ne vient pas directement des bras, mais d'une bonne coordination et décontraction du dos. [Hoppenot 1981] soutient cette idée chez le violoniste, pour qui le dos et notamment les reins seraient les points d'appui les plus toniques, permettant la production et l'émission la plus limpide de la sonorité, les bras n'étant que de simples transmetteurs de l'énergie venue du dos. Comme le souligne [De Alcantara 2000], le fait de jouer fort au violoncelle nécessiterait même une plus grande relaxation du dos et donc moins d'effort que de jouer doucement. Bien que cela puisse paraître un peu contre-intuitif, [Mantel 1995] justifie cela par le fait que lorsque le son est fort, *la musculature qui soutient le bras est soulagée de la pression qui s'exerce sur la corde.*

Enfin, le bon usage des directions primaires influerait également sur la tension nécessaire à maintenir dans les bras et l'orientation des mains, indépendamment des postures propres à chaque violoncelliste. On peut se rendre compte de ce phénomène sur la figure 2.10 montrant des violoncellistes professionnels tous bien coordonnés. Les photos de ces musiciens révèlent en effet une tendance commune à placer les bras et les mains en pronation (c'est-à-dire coude vers l'extérieur et poignet vers l'intérieur), malgré leurs divergences de contrôle primaire dans le placement de la tête (voir section 2.8.7). [De Alcantara 2000] explique en quoi ces formes de main semblables en pronation seraient essentielles pour la coordination globale : côté bras gauche, la pronation permettrait des déplacements de main plus équilibrés et une meilleure anticipation des *démanchés* (changements de position sur le manche). Le vibrato serait aussi

plus régulier et vocal, facile à contrôler. Côté bras droit, la pronation permettrait de transmettre, par un système de levier, la force venant du dos et des jambes par le bras et les doigts jusqu'au point de contact entre l'archet et la corde. [Hoppenot 1981] traduit le même phénomène chez le violoniste : l'équilibre, la souplesse et la ductilité des mains se caractériserait par leur forme en pronation, elle-même induite d'une bonne structure corporelle générale. Ainsi, par les directions primaires et la pronation des mains, l'influx nerveux serait redistribué et dosé à volonté sur l'instrument tout au long de l'action musicale pour permettre une expression subtile et raffinée.

2.8.9 Stratégies posturales

2.8.9.1 Trois types d'ajustement posturaux

L'organisation temporelle des fonctions posturales couvre la totalité de l'activité motrice, qu'elle soit statique (maintien d'une posture sans mouvement) comme dynamique (déplacement effectif) [Bouisset 1991]. Il existerait ainsi trois formes d'activité musculaires posturales, selon qu'elles précèdent, suivent ou sont contemporaines du mouvement [Gahery 1987, Bonnet 1994]. La sélection et la durée de ces trois types d'ajustements posturaux pour un mouvement donné, forment une stratégie posturale dépendant essentiellement des paramètres de la tâche prescrite [Frank 1990]. Comme l'illustre la figure 2.11, chaque type d'ajustement postural peut être associé à une jauge caractérisant le compromis entre "sécurité de l'équilibre" et "efficacité motrice". La sélection d'ajustements posturaux anticipateurs, accompagnateurs ou retardés au sein d'une stratégie de mouvement, dépendrait donc beaucoup de leur niveau relatif de sécurité et d'efficacité. A ce sujet, nous verrons notamment dans la section 8.2.3.4 de la thèse un exemple de réorganisation des ajustements posturaux, qui composent la synergie du mouvement de *tiré* d'archet. Sous certaines contraintes d'immobilisation posturale, ces réajustements formeraient un *pattern de compensation* indispensable pour garantir l'expressivité musicale.

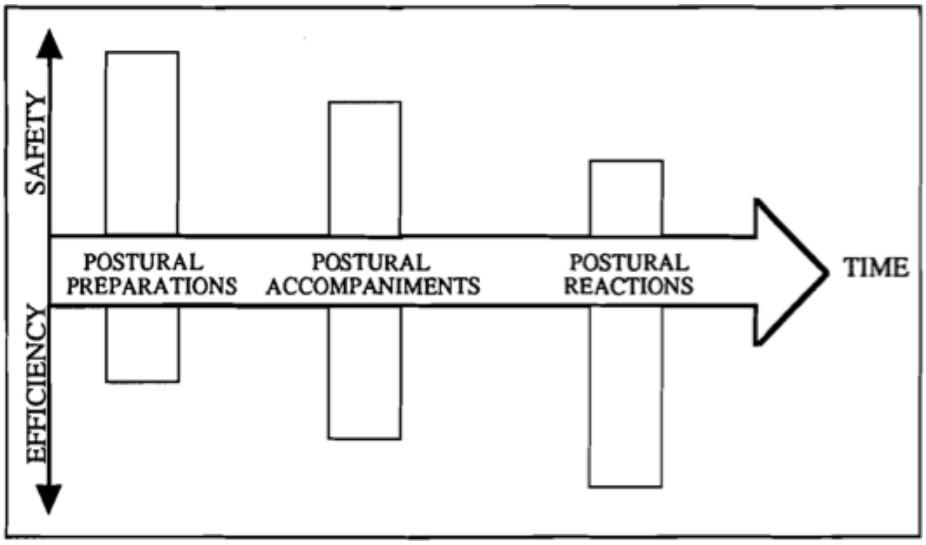


FIGURE 2.11 – Les trois formes d'ajustements posturaux associés au mouvement intentionnel (tiré de [Frank 1990]). Les jauges indiquent le niveau de compromis effectué pour chaque type d'ajustement postural entre "sécurité de l'équilibre" (*safety*) et "efficacité motrice" (*efficiency*).

2.8.9.2 Ajustements posturaux d'anticipation

[Belenkii 1967] fut parmi les premiers à mettre en évidence l'existence d'ajustements posturaux précédents l'activation de la "chaîne focale" du mouvement intentionnel. Dans la litterature, on les appelle souvent APAs (ajustements posturaux anticipateurs), car leur but serait de conférer au corps une attitude préparatoire favorable à l'execution du mouvement [Gahery 1981]. De par leur caractère anticipatoire (*feedforward*), ces APAs seraient gérées au niveau du mode de contrôle pro-actif du schéma corporel (cf section 2.7.2.2) [Cordo 1982]. La jauge de la figure 2.11 associée à ce type d'ajustement postural, indique que l'activité des APAs viserait avant tout à garantir la plus grande sécurité de l'équilibre postural, c'est-à-dire un déplacement minimal du centre de masse, en prévision d'une action de mouvement perturbatrice. Lors d'une APA, la "chaîne posturale" se modifie en effet pour passer d'un état stable (celui de la posture initiale) à un état transitoire (celui du mouvement) [Bouisset 1991]. L'efficacité motrice n'est pas encore à ce stade la priorité, car le mouvement reste encore avant tout simulé [Berthoz 1997]. Comme nous aurons l'occasion de l'observer à la section 8.2.3, une APA peut se traduire par une certaine orientation des segments corporels dans un contexte de mouvement *tiré de l'archet* du violoncelliste.

L'organisation des APAs dépend de la nature des paramètres du mouvement, ainsi que des conditions posturales [Gahery 1981]. Parmi ces paramètres, la vitesse du mouvement prévu semble particulièrement les influencer [Zattara 1983, Horak 1984]. En effet, les APAs n'apparaitraient qu'à partir d'un certain seuil de vitesse, et disparaitraient pour les mouvements trop lents. Les forces d'inertie développées par un mouvement semblent également les influencer proportionnellement [Bouisset 1991]. Bouisset précise que *les ajustements posturaux anticipateurs ont pour effet de créer, dans le reste du corps, des forces d'inertie qui équilibreraient, "le moment venu", les forces d'inertie dues au mouvement intentionnel, qui sont perturbatrices de l'équilibre postural*. D'autres paramètres, tels que l'amplitude du mouvement ou une charge additionnelle (on peut penser à l'archet) seraient susceptibles d'influencer les APAs. Enfin, la localisation par rapport aux axes du corps (mouvement unilatéral ou bilatéral), de même que la direction du mouvement (droite/gauche, avant/arrière...) joueraient un rôle important pour l'organisation des APAs. Notons que si ces ajustements posturaux anticipateurs dépendent d'autant de paramètres, c'est qu'ils sont le résultat d'un apprentissage et donc d'une configuration de mouvement particulière intégrée sous forme de synergie (cf section 2.7.2.1).

Par rapport au jeu du violoncelle, [Mantel 1995] explique que des phénomènes d'anticipation posturale se manifestent lors de moments clés des mouvements, comme les changements de coordination dans les déplacements de main droite et gauche. Côté main droite tout d'abord, les APAs permettraient d'assurer la souplesse des reprises d'archet (changements de direction de l'archet), notamment grâce au moment du poids du bras compensant les petits déséquilibres. Côté main gauche, les APAs assureraient symétriquement la souplesse des *démanchés* (changement de position sur le manche), notamment grâce à l'anticipation du bras sur le mouvement des doigts. Dans les deux cas, les APAs seraient au service des principes de moindre effort et de minimum de secousse (cf section 2.8.8). Mantel compare ce fonctionnement d'anticipation des bras sur les mains à un "claquement de fouet", un levier conditionnant des gestes expressifs, fluides et précis. L'unilatéralité ou la bilatéralité des actions de bras déterminerait également leur *asymétrie dynamique*, c'est-à-dire la manière dont les effets perturbateurs de leur mouvement sont intégrés à la structure du corps [Bouisset 1983]. Tel qu'illustré par la figure 2.12, le mécanisme des APAs pourrait ainsi venir de membres plus centraux que le bras comme ceux du tronc. L'activation en série des membres de cette "chaîne posturale" s'apparenterait à un jeu de dominos [Mantel 1995], reflétant la *capacité posturo-cinétique* de répondre par avance à la perturbation du mouvement [Bouisset 1983]. Comme nous le verrons dans le développement de cette thèse, cette capacité posturo-cinétique peut être fortement influencée par des contraintes posturales du système sensori-moteur.

2.8.9.3 Ajustements posturaux d'accompagnement

Les APAs sont utiles à la bonne orientation des segments corporels et notamment de la tête dans la préparation du mouvement. Néanmoins, le choix d'un modèle ou *pattern de stratégie posturale* englobe non seulement des ajustements posturaux anticipateurs mais également ceux qui initient et soutiennent le mouvement [Gahery 1981, Nashner 1985]. Les ajustements posturaux d'anticipation et d'accompagnement feraient ainsi partie d'une même "pré-programmation" du schéma corporel [Bouisset 1987]. Lors des déplacements de l'archet du violoncelliste, les ajustements posturaux d'accompagnement réaliseraient un contrôle continu et "supersensitif" du mouvement, en lien avec le retour (*feedback*) sonore et la mise à jour du concept musical [Mantel 1995] (voir le schéma de Mantel figure 1.1). Leur existence est connue au moins depuis [Babinski 1899], avec une synergie montrant qu'un corps se penchant vers l'arrière s'accompagne aussi d'une flexion des jambes vers l'avant pour maintenir l'équilibre. La nécessité de préserver l'équilibre au cours du mouvement intentionnel implique donc nécessairement l'existence d'une contre-perturbation plus ou moins anticipée [Bouisset 1991]. D'après les jauges de la figure 2.11, les ajustements posturaux d'accompagnement représenteraient le meilleur compromis entre stabilité de l'équilibre et efficacité motrice. Ce compromis résulterait de l'application du "principe de moindre effort" dont nous avons parlé section 2.8.8.

Au cours du déplacement de l'archet dans une direction donnée, nous avons vu (section 2.8.8) que le violoncelliste mettait en oeuvre une combinaison d'expansion et de résistance à l'expansion [Hoppenot 1981]. Ce processus de tension/détente impliquerait potentiellement deux phases pour les ajustements posturaux d'accompagnement : Une *phase active* de résistance à l'expansion du mouvement de l'archet, et une *phase passive* de rééquilibration associée au soutien de la fin du mouvement. La preuve la plus évidente de ce phénomène peut être illustrée par les mouvements de balancier latéraux du buste du violoncelliste. Ces mouvements posturaux apporteraient le soutien nécessaire aux déplacements de l'archet en termes de force ou de vitesse [Mantel 1995]. Lors d'un mouvement de *tiré* d'archet par exemple, les deux phases active et passive du mouvement de buste se coordonnent différemment, selon l'importance respective accordée aux facteurs d'efficacité et de stabilité. En fonction de cette coordination, deux stratégies sont possibles pour la mise en oeuvre des ajustements posturaux d'accompagnement :

1. ***Stratégie couplée***. Dans ce cas, les phases active et passive sont indissociables, car elles se traduisent par une antiphase parfaite entre les déplacements de buste et d'archet [De Alcantara 2000]. La figure 2.12(a) illustre ce phénomène d'*antisymétrie latérale*. Lors d'un *tiré* d'archet par exemple, le buste part à gauche dans les mêmes proportions que l'archet part à droite, et réciproquement lors du *poussé* d'archet. A chaque instant du mouvement, il y a donc un compromis parfaitement réalisé entre les facteurs d'efficacité motrice (phase active) et de stabilité de l'équilibre (phase passive) des ajustements posturaux.
2. ***Stratégie séquentielle***. C'est le cas le plus fréquent, dans lequel phases active et passive du mouvement de buste sont dissociées selon des intensités différentes. La figure 2.12(b) illustre ce phénomène lorsque l'intensité de la phase active est plus grande que celle de la phase passive, autrement dit que l'efficacité motrice est privilégiée à la stabilité de l'équilibre. Lors d'un *tiré* d'archet par exemple, le buste résiste sans bouger à l'expansion de l'archet vers la droite (phase active), jusqu'au moment où ce rôle de contre-balancier cesse, pour se mettre au service de l'équilibre et du soutien de la fin du mouvement (phase passive). Notons dans cet exemple que le violoncelliste continue son mouvement de buste vers la droite même après la reprise d'archet en *poussé*, ce qui transforme dynamiquement la phase passive de soutien en phase active de résistance avec la plus grande fluidité. Au chapitre 8 de cette thèse, nous aurons l'occasion d'étudier un exemple inverse au cours du mouvement de *tiré* de l'archet, dans lequel la phase passive des ajustements posturaux d'accompagnement est de plus grande intensité que sa phase active.

FIGURE 2.12 – Deux stratégies d'ajustements posturaux d'accompagnement lors des mouvements de "balancier latéral" du buste du violoncelliste (*photos de Micha Maiski*). Une stratégie se définit par la coordination des phases active et passive de l'ajustement postural (voir texte) : **(a)** Stratégie couplée. **(b)** Stratégie séquentielle. Les APAs susceptibles de se produire sont indiquées aux moments des reprises d'archet

2.8.9.4 Ajustements posturaux de réaction

L'exemple précèdent est une très belle illustration de contrôle postural en mode proactif (*feedforward*). Dans ce mode en effet, l'organisation des ajustements posturaux d'anticipation (APAs) et d'accompagnement sont planifiés majoritairement en avance de l'exécution réelle du mouvement. Un violoncelliste professionnel possèderait ainsi un répertoire de synergies posturales adapté pour contrebalancer à l'avance les déséquilibres de son centre de gravité, causés notamment lors d'un déplacement de l'archet (bras droit) ou d'un *démanché* (bras gauche) [Mantel 1995]. Selon Mantel, la technique du "balancier latéral" sur les ischions du bassin est la plus économique dans ces conditions, car un seul mouvement de tronc est alors nécessaire pour restaurer l'équilibre sur une nouvelle posture. Ce déplacement global du centre de gravité nécessiterait très peu d'activité musculaire, conformément au "principe de moindre effort" (section 2.8.8), à partir du moment où il est bien coordonné avec les mouvements de bras.

Mais que se passe-t-il chez les violoncellistes débutants pour lesquels cette coordination n'est pas en place, ou avec des violoncellistes professionnels qu'on aurait privé de ces mouvements de balancier (comme dans cette thèse) ? Selon [Mantel 1995], la restauration de l'équilibre dans ce contexte s'ensuivrait nécessairement de tensions dans d'autres zones musculaires non prévues pour cette tâche. Cela se traduirait par un troisième type d'ajustement postural dit de réaction ou retardé, car déclenché par une situation imprévue ou en tout cas non suffisamment anticipée. Aussi appelés CPAs (*Consecutive Postural Adjustements*) dans la littérature, les ajustements posturaux de réaction seraient gérés au niveau de la boucle sensorimotrice du schéma corporel (voir section 2.7.2.3), et constitueraient ainsi un mode de contrôle rétroactif (en *feedback*) de la commande posturale, à l'opposé des APAs [Bouisset 1987]. Les CPAs partageraient néanmoins de nombreuses caractéristiques communes aux APAs telle que la dépendance à l'*asymétrie dynamique* (sens et localisation du mouvement intentionnel), ou aux composantes inertielles de la perturbation de mouvement [Bouisset 1991]. Comme nous le verrons dans la section 5.2.4 de cette thèse, la sensibilité des CPAs aux forces d'inertie permettrait de mieux comprendre les importantes forces de réactions du support postural apparaissant sous certaines contraintes d'immobilisation.

[Bernstein 1935] a montré que le système sensori-moteur comparait les informations remontées par les afférences sensorielles avec celles programmées par la synergie de mouvement. Lorsqu'un déséquilibre est détecté, des ajustements posturaux de type CPA sont mis en oeuvre de façon réflexe pour réduire voire éliminer les erreurs calculées par le comparateur [Elner 1973]. La jauge de la figure 2.11 associée à ces ajustements posturaux, indique que le but des CPAs consiste moins à rétablir par tous les moyens un équilibre déjà compromis, que d'assurer malgré tout l'efficacité du mouvement. Dans le cas du violoncelliste professionnel privé de ses mouvements de balancier latéraux, on peut penser que des CPAs se déclenchent rétroactivement pour assurer tant bien que mal l'efficacité des gestes de bras et le maintien d'un certain niveau de fluidité comptant pour l'expressivité musicale. Nous aurons d'ailleurs un soutien en faveur de cette hypothèse dans la section 8.2.3.4 de la thèse. Ainsi et contrairement à ce que l'on pourrait croire, les changements de posture globaux larges et visibles tels qu'un balancement du tronc, seraient généralement plus efficaces et économiques que les réactions d'urgence (CPAs), trop localisées et fragiles pour réparer l'équilibre [Mantel 1995]. Selon Mantel, il semble important d'en tenir compte au moment de l'apprentissage, de manière à pouvoir appliquer ces ajustements posturaux le plus inconsciemment possible lors de l'exécution du mouvement. Comme nous le verrons section 5.2.4, le processus d'*intégration inconsciente* des mouvements posturaux justifierait en partie la difficulté rencontrée à les inhiber complètement par une contrainte d'immobilisation mentale, ce qui semble un résultat en ligne avec d'autres études du même type [Wanderley 2005].

Deuxième partie

Design expérimental et pré-traitements sur les données

Chapitre 3

Design et protocole expérimental

Sommaire

3.1 Participants 83
3.2 Appareillage technique 84
3.2.1 Capture de données de posture globale 84
3.2.2 Capture de données de mouvement biologique 85
3.2.3 Capture de données acoustiques et vidéo 86
3.2.4 Capture de la force d'archet 87
3.2.5 Synchronisation des données 87
3.3 Matériel expérimental 88
3.3.1 Dispositifs d'immobilisation posturale 88
3.3.2 Partitions musicales 89
3.3.3 Facteurs expérimentaux 90
3.4 Protocole expérimental 91
3.4.1 Conditions posturales 91
3.4.2 Déroulement expérimental 91

Ce chapitre présente en détail l'expérimentation mise en oeuvre lors de la thèse. Elle a été réalisée dans une salle d'analyse de l'ISM (Institut de Sciences du Mouvement) de Marseille pourvue de nombreux équipements technologiques. Nous commençons par décrire le profil des participants violoncellistes, puis donnons une vue synoptique des dispositifs de mesure utilisés sur le plan de la posture, du mouvement et du son. Ensuite, nous expliquons le matériel d'immobilisation posturale mis en oeuvre pour restreindre le *contrôle primaire* des musiciens (cf section 2.8.7) et en estimer les effets sur le geste instrumental et les caractéristiques acoustiques. Enfin seront décrits les éléments composant le protocole expérimental, le déroulement d'une session de mesure et les facteurs expérimentaux.

3.1 Participants

Nous avons demandé à 7 violoncellistes (4 hommes et 3 femmes) expérimentés de venir participer à l'expérience. Ces musiciens ont tous reçus une formation musicale professionnelle en Conservatoire et sont tous au moins détenteurs du DE (Diplôme d'Etat). Certains jouent à l'opéra de Marseille ou dans l'orchestre symphonique d'Aix-en-Provence.

Nous avons choisi de ne sélectionner que des violoncellistes à fort niveau d'expertise de façon à s'assurer que toute baisse potentielle d'expressivité musicale soit due aux contraintes posturales de l'expérience et non à d'éventuelles faiblesses techniques. De même, leur petit nombre permet d'étudier plus en détail les stratégies de jeu propre à chacun. Etant donné que nous nous intéressons aux variations expressives liées à la structure musicale et non au contexte émotionnel d'une pièce donnée, il est probable que des effets communs (des invariances du langage corporel) entre les musiciens puissent être mis à jour à l'aide de méthodes statistiques (cf section 2.2.2).

3.2 Appareillage technique

La figure 3.1 présente un schéma synoptique de l'expérience, avec l'ensemble des appareillages techniques utilisés.

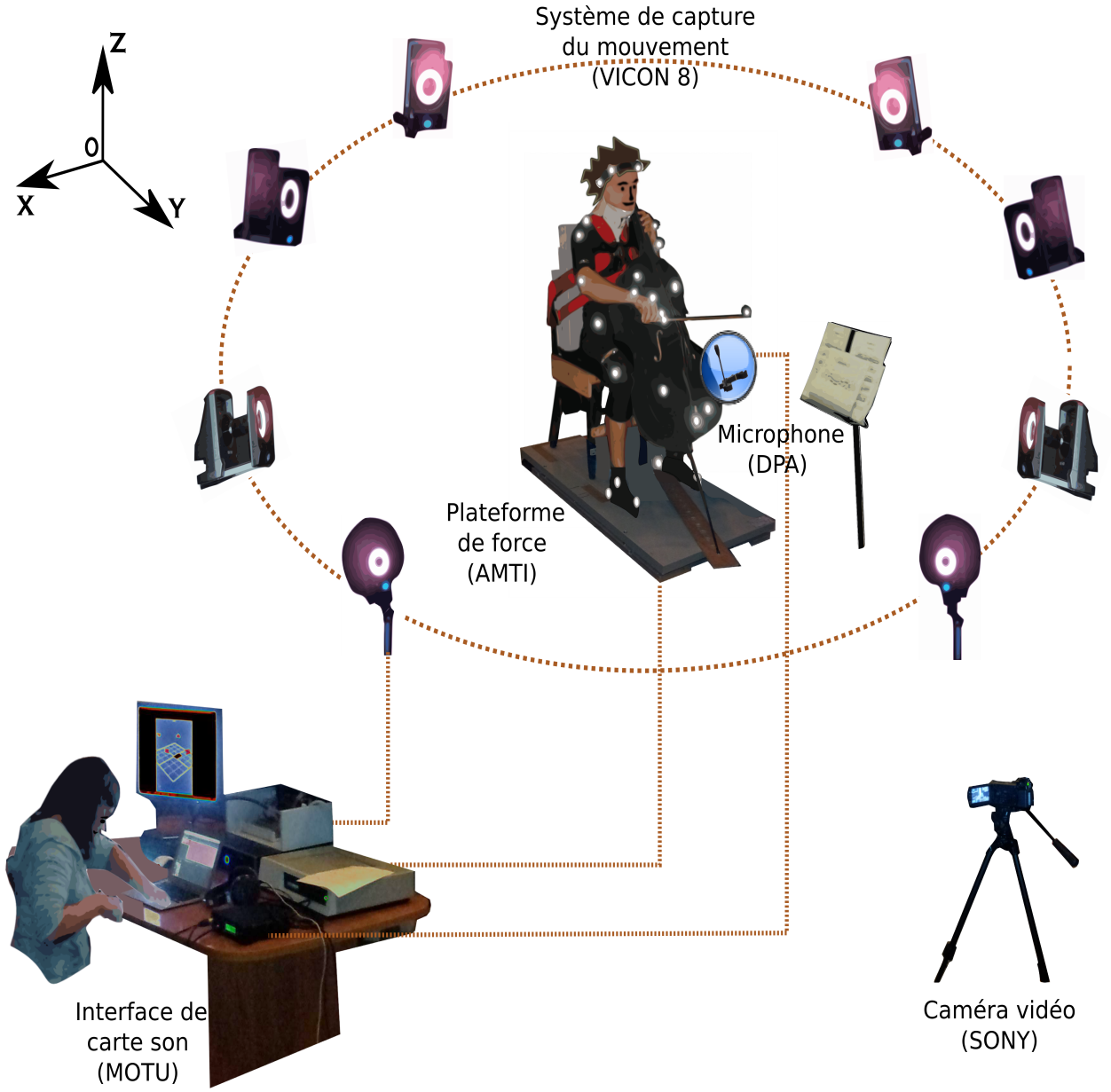


FIGURE 3.1 – Schéma synoptique de l'expérience

3.2.1 Capture de données de posture globale

Afin d'obtenir des mesures de déplacement postural globales, nous avons installé la chaise du violoncelliste et son instrument sur une plate-forme dynamométrique de type AMTI (modèle SGA34CE). Cette plate-forme collecte les forces et les moments appliqués en sa surface sous la forme de 6 sorties analogiques à une fréquence d'échantillonnage de 250 Hz, le double de celui du dispositif de capture de mouvement.

A partir de ces données de forces et moments, on peut obtenir une estimation de la position du centre de pression (COP pour *Center Of Pressure*) du système {Violoncelliste-Instrument} sur la plateforme. Les aires couvertes par les déplacements du centre de pression fournissent notamment une bonne estimation de l'amplitude des oscillations posturales du musicien.

3.2.2 Capture de données de mouvement biologique

3.2.2.1 Système de capture du mouvement

La salle d'analyse de l'ISM permet de capturer les mouvements biologiques à l'aide d'un système de huit caméras infra-rouge rapides (type VICON) installées en réseau. Ce dispositif collecte les données de position tridimensionnelles de petits marqueurs réfléchissants placés sur le corps du violoncelliste et sur l'instrument. Son taux d'échantillonnage est de 125 Hz. Un logiciel (Nexus) permet de traiter à postériori les données cinématiques des marqueurs (cf section 4.3).

Marqueurs 27 marqueurs réfléchissants sont posés sur l'instrumentiste, selon les emplacements du standard anatomique "Plug-in-Gait", décrit plus loin. Généralement, les positions correspondent aux articulations clés ou à des parties d'os suffisamment saillantes du corps humain. Neuf marqueurs sont aussi placés sur l'instrument et l'archet de manière à connaître leurs plans d'évolution et orientations respectives. Par ailleurs, le violoncelle a été spécifiquement repeint en noir opaque, pour éviter tout problème de réflectivité dû au vernis. Ce défaut se traduit le plus souvent par l'apparition d'agglomérats de marqueurs parasites lors de la capture.

Plans anatomiques Dans cette thèse, la cinématique des marqueurs sera analysée par rapport aux trois plans anatomiques du musicien (illustré figure 3.2) :

- ***Plan sagittal*** : Sépare la moitié gauche de la moitié droite du corps.
- ***Plan frontal*** : Sépare le corps en une partie antérieure (ventrale) et une partie postérieure (dorsale)
- ***Plan transversal*** : Sépare le corps horizontalement en une partie supérieure (du côté de la tête) et une partie inférieure (du côté des pieds)

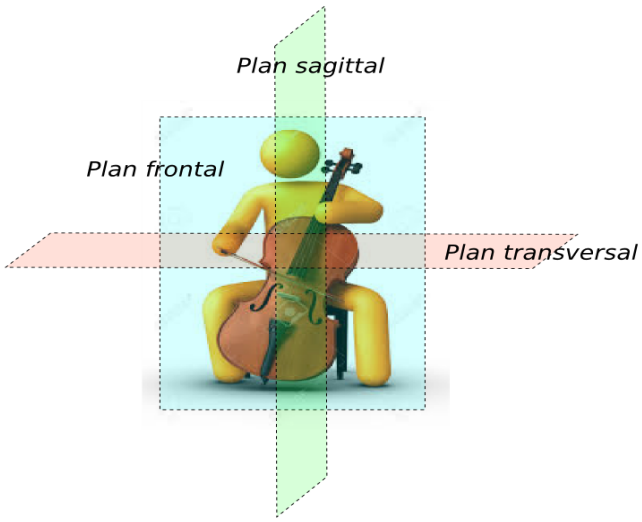


FIGURE 3.2 – Les plans anatomiques du violoncelliste

3.2.2.2 Calibrage du système

Une étape de calibrage est nécessaire avant d'enregistrer toute prise en condition réelle avec les sujets. Elle s'effectue à l'aide d'une baguette spécialement dédiée équipée de 2 branches et 4 marqueurs (figure 3.3). Le processus de calibrage se déroule pendant 30 secondes durant lesquelles un opérateur donne au système la géométrie du volume de capture, en faisant bouger la baguette selon des trajectoires en forme de vagues. La baguette de calibrage sert également à définir le référentiel global du dispositif, à partir duquel les coordonnées de trajectoire tridimensionnelles (X,Y,Z) des marqueurs sont calculées. Nous avons choisi de placer l'origine de ce référentiel au coin de la plate-forme de force, situé à l'arrière-gauche du violoncelliste. L'orientation des axes du référentiel est déterminée par correspondance entre les deux branches de la baguette et la règle du trièdre direct formé par les 3 doigts de la main droite. Ainsi, lorsque le violoncelliste tire l'archet, il fait évoluer son archet dans le sens des X positifs. La définition des axes du référentiel de la capture du mouvement est indiquée sur le schéma synoptique de la figure 3.1.

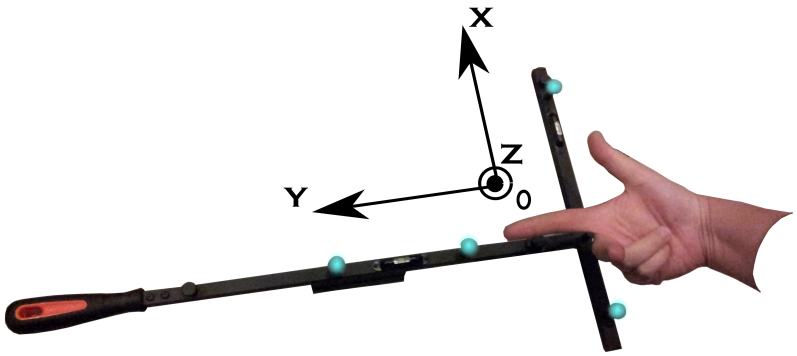


FIGURE 3.3 – Baguette de calibrage utilisée pour définir la géométrie du volume de capture et le référentiel global du dispositif. La règle du trièdre direct à la main droite permet de fixer le centre et les axes du référentiel par rapport à l'espace expérimental

3.2.3 Capture de données acoustiques et vidéo

3.2.3.1 Données audio

Le matériel d'enregistrement audio a été fourni par le LMA (Laboratoire de Mécanique de d'Acoustique). Il consiste en une interface de carte son type MOTU (Ultralite MIC3) configurée à la fréquence d'échantillonnage standard de 44100 Hz, et d'un microphone aérien DPA 4096 placé sur le cordier en-dessous du chevalet du violoncelle (voir figure 3.4). Cette méthode permet de capturer les vibrations acoustiques à la source tout en tenant compte des effets de filtrage de la caisse de résonance. Elle s'avère fiable et la moins intrusive pour l'instrument, ce qui fait qu'elle est largement répandue dans les études sur le violon/violoncelle [Rasamimanana 2008a, Chudy 2013]. Nous avons également utilisé un autre microphone de type Neuman en champ proche, qui n'apparaît pas dans la figure 3.1, car le temps n'a pas permis d'exploiter ses données. Ce micro peut s'avérer utile pour détecter des changements dans la projection du son dûs aux mouvements ancillaires de rapprochement et d'éloignement de l'instrument. [Wanderley 1999b] a effectivement montré que ces mouvements se traduisaient par des modulations d'amplitude dans l'évolution temporelle des partiels (cf section 2.1.7). Dans cette thèse, nous nous concentrerons sur les données audio du micro DPA, moins sujet aux problèmes de réflexion de la salle d'analyse, dans le but d'observer les effets d'une immobilisation posturale sur les caractéristiques de cohérence rythmique et de *qualité* du timbre (indépendamment de sa projection dans la salle).

FIGURE 3.4 – Positionnement du micro aérien DPA 4096 sur le violoncelle. Les deux pattes du micro sont fixées sur les cordes I (La) et IV (Do) entre le sillet et le chevalet

3.2.3.2 Données vidéo

L'ensemble des performances des musiciens a été enregistré par une caméra numérique Sony, afin d'avoir une source d'informations supplémentaires et un moyen de vérification pour l'interprétation des données cinématiques fournies par le système de capture du mouvement.

3.2.4 Capture de la force d'archet

Initialement, nous avions implémenté un dispositif physique, permettant de mesurer la force de l'archet au talon, en nous basant sur les principes de [Demoucron 2008]. Malheureusement et peu avant l'expérience, ce matériel s'est révélé trop fragile et encombrant pour assurer des reprises d'archet correctes. Nous avons donc dû renoncer à mesurer le signal de force de l'archet. Néanmoins, comme discuté section 2.1.8, la qualité d'adhérence, bien qu'importante pour la nature et la "densité" du son, dépend elle-même d'une vitesse de l'archet sans laquelle il ne peut tout simplement pas y avoir de production sonore [Gagnepain 2001]. Dans cette thèse, nous nous concentrerons donc sur le paramètre physique de vitesse de l'archet, à l'interface entre les caractéristiques acoustiques et celles de mouvement (instrumental/ancillaire).

3.2.5 Synchronisation des données

La synchronisation entre les flux des caméras infra-rouge de la capture de mouvement et ceux de la plate-forme de force, a été réalisé en direct par le logiciel de traitement Nexus. En revanche, il n'a pas été possible de synchroniser automatiquement les données de la carte audio externe au système d'acquisition du mouvement. Pour y pallier, nous avons utilisé une technique de synchronisation manuelle

par clap, comme au cinéma, au lancement de chaque nouvel enregistrement. Le principe repose sur le positionnement de deux marqueurs sur les parties fixe et mobile du clap. De cette façon, lorsque l'opérateur rabat le clap, on obtient un signal sonore percussif synchronisé avec l'information de la plus petite distance entre ces deux marqueurs.

3.3 Matériel expérimental

3.3.1 Dispositifs d'immobilisation posturale

Pour mettre en évidence l'influence des gestes de communication non-verbale sur les caractéristiques de la parole, [Knapp 2013] a inhibé tout ou partie de ces mouvements (cf section 2.3.2.4). Suivant une méthodologie similaire, nous avons mis en oeuvre des contraintes d'immobilisation posturale pour les violoncellistes, afin d'en observer les répercussions sur leur expression musicale. L'objectif étant d'évaluer l'influence du contrôle primaire sur l'expressivité musicale des violoncellistes, nous avons réfléchi à un système de limitation des mouvements des segments posturaux de buste, de cou et de tête, qui ne soit pas gênant pour la liberté de mouvement des bras droit et gauche. A l'essai, un harnais de sécurité à 6 points, du type de ceux qu'on trouve chez les pilotes de rallye, s'est révélé très efficace pour limiter isolément les mouvements de buste latéraux et sagittaux, sans pour autant nuire aux déplacements des épaules. Les deux branches supérieures du harnais sont passées au niveau des clavicules et sur la partie haute des épaules près du cou, de façon à ne pas entraver leurs rotations naturelles. Les quatre branches inférieures sont passées sous chaque bras au niveau des parties hautes et basses du buste. Chaque branche du harnais est attachée par des oeillets au dossier de la chaise et ajustée à la morphologie du musicien.

(a) Vue de face (b) Vue de dos

FIGURE 3.5 – Dispositifs d'immobilisation posturale : Le harnais de sécurité à 6 points, la minerve, la chaise aménagée avec des oeillets d'accroche au dossier pour les branches du harnais, et les pains de mousse ajustables pour adapter l'assise aux différentes morphologies de musiciens

En fonction de la morphologie et de l'habitude de positionnement du violoncelliste sur la chaise, au bord ou plus en dedans vers le dossier, nous avons conçu un système d'ajustement manuel, à l'aide de pains de mousse polyuréthane pré-découpés de différentes tailles. Ainsi, pour un musicien à morphologie maigre jouant en bord de chaise, on rajoute des gros pains de mousse entre son dos et le dossier. Inversement, pour des musiciens à la morphologie corpulente, on intercale seulement les pains de mousse les plus fins. Notons que ce système de pains de mousse permet aussi pour chaque violoncelliste de respecter l'équilibre naturel du bassin sur ses ischions sous la contrainte du harnais. Pour réduire la mobilité tronc-tête des violoncellistes, on s'est servi d'une minerve classique de type collier cervical. La figure 3.5 illustre l'ensemble des éléments composant le dispositif d'immobilisation posturale. Nous sommes conscients des problèmes épistémiques causés par de telles contraintes physiques. En effet, les altérations acoustiques constatées peuvent aussi provenir indirectement de l'inconfort physique ou psychologique ressenti, tout comme d'une sensation d'être éloigné d'une situation de performance réelle. Néanmoins, lorsque ces altérations reviennent de façon récurrente sur un passage musical spécifique et pour plusieurs violoncellistes, on peut raisonnablement penser que l'inhibition physiologique du contrôle primaire est la cause principale des dégradations acoustiques constatées.

3.3.2 Partitions musicales

Le choix des partitions musicales de l'expérience a été effectué en fonction de nos objectifs de recherche. Sachant que pour cette thèse, notre but est de mettre en évidence l'influence des ajustements posturaux de violoncelliste sur l'expressivité musicale en fonction du contenu structurel de la partition, nous n'avons pas opté pour un morceau du répertoire émotionnellement connoté. Effectivement, plusieurs études sur les mouvements ancillaires (non évidents) du musicien ont montré que ces derniers se composent d'une part brute, incompressible liée aux éléments structurels de la partition, et d'une part libre, mouvante fonction de la personnalité, des états d'âme et des intentions émotionnelles [Wanderley 2002, Wanderley 2005, Desmet 2012, Van Zijl 2013]. Nous cherchons ici à mettre en évidence le rôle de la part incompressible des mouvements posturaux de violoncellistes sur leur expressivité musicale. Cette part est commune aux violoncellistes puisqu'elle dépend de la structure des motifs musicaux de la partition. En créant une partition spécifique à l'étude, on s'attend donc à pouvoir extraire des *invariants de langage corporel* entre les violoncellistes, c'est-à-dire des mouvements posturaux communs et incompressibles reflétant uniquement la structure musicale. Cette recherche d'invariants posturaux structurels serait rendue beaucoup plus complexe avec une vraie pièce du répertoire, déjà émotionnellement connotée, et pré-intégrée par chaque musicien en terme de doigtés et coups d'archet personnalisés. Par cette démarche, nous cherchons le temps d'une expérience à limiter les facteurs source de trop grandes variabilités entre les musiciens, et mettre en oeuvre des méthodes d'analyse statistique globales.

Nous avons ainsi opté pour un design de partition expérimentale au contenu musical calibré, mais potentiellement expressif, avec des éléments structurels variés à tester en terme d'effets sur la posture et le son. La mise en oeuvre des stratégies instrumentales et posturales a été rendue la plus homogène possible entre les musiciens en leur demandant de respecter les coups d'archet et doigtés indiqués. Parmi les éléments structurels, nous nous sommes intéressés au nombre de notes englobées dans un seul coup d'archet, à la rythmique binaire ou ternaire, fluide ou syncopée, à l'aspect conjoint ou disjoint des motifs musicaux ainsi qu'à l'effet de leurs répétitions sur les mouvements posturaux. Afin de garantir une certaine homogénéité dans l'adhérence de l'archet à la corde sur l'ensemble des musiciens au cours de leurs mouvements, nous avons rajouté sur les partitions de l'expérience la mention "A la corde". Des fragments musicaux tirés d'études et des suites de Bach, ont été combinés selon des coups d'archet et doigtés imposés, pour former la partition expérimentale. Au final, une partition en 6 parties a été conçue, chaque partie correspondant à un type de difficulté technique du jeu au violoncelle (illustration en figure 3.6) :

- ***Partie 1*** : Influence de la métrique d'archet dans un flux de notes quasi-conjointes
- ***Partie 2*** : Influence de l'alternance de rythmiques ternaire et binaire
- ***Partie 3*** : Influence de motifs à structure répétitive de forme disjointe ou conjointe
- ***Partie 4*** : Influence de rythmiques à double-croche pointée-triple et syncopettes dans des groupes de notes conjointes ou disjointes
- ***Partie 5*** : Influence de motifs de notes très disjointes nécessitant beaucoup de mouvement d'archet sur toutes les cordes
- ***Partie 6*** : Influence de motifs répétitifs en forme de marches harmoniques

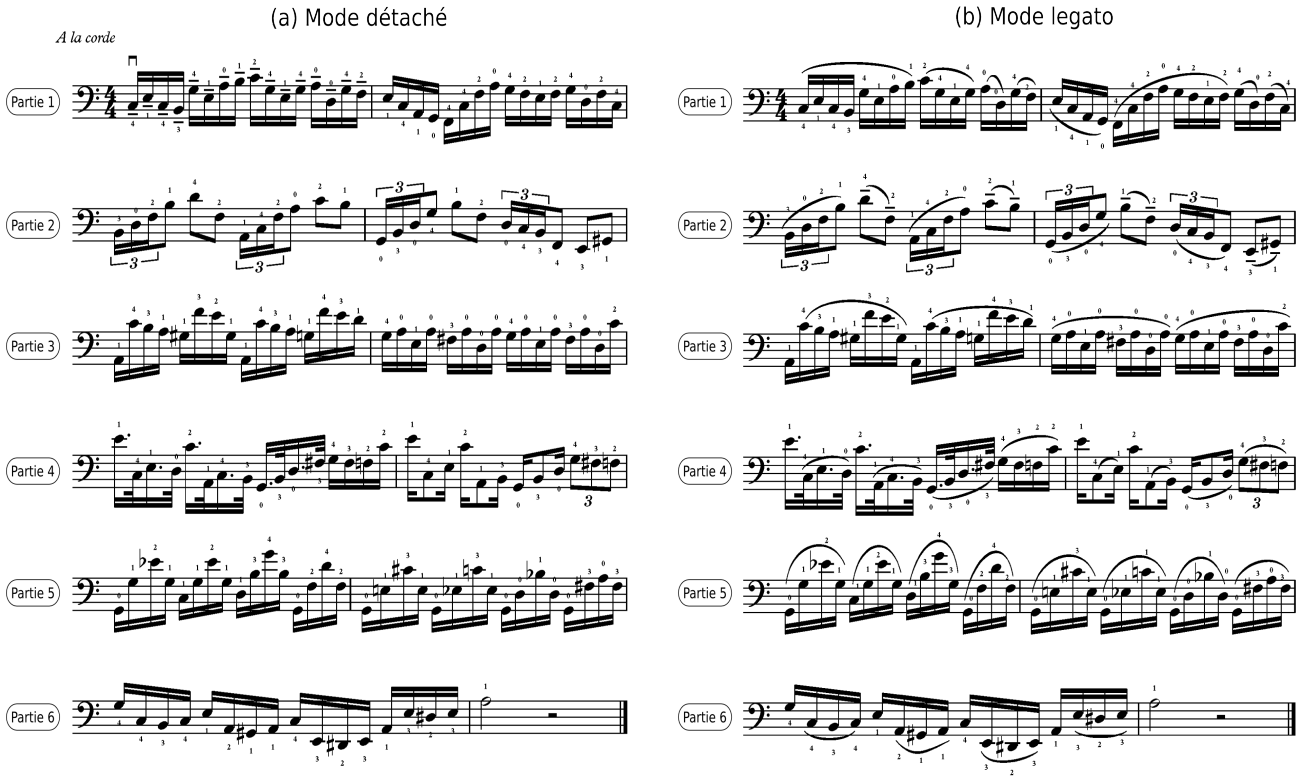



FIGURE 3.6 – Les deux partitions musicales utilisées pour l'expérience. Les notes sont les mêmes dans les deux partitions, seul change le type de coup d'archet : en mode *détaché*, il n'y a qu'un coup d'archet par note, ce qui produit un jeu plus court. En mode *legato*, plusieurs notes peuvent être groupées en un même coup d'archet, ce qui produit un jeu plus allongé.

3.3.3 Facteurs expérimentaux

Sur la base de ce même contenu musical, nous avons souhaité tester l'effet de deux facteurs externes sur les déplacements posturaux des violoncellistes : le mode d'archet (ou mode de jeu) et le tempo global. On parlera de mode d'archet *détaché* lorsque une seule note est jouée par coup d'archet, et de mode *legato* lorsque deux notes ou plus sont englobées dans le même coup d'archet. Pour prendre en compte ce facteur mode d'archet, deux versions de la même partition ont été produites : une en mode *détaché* sans liaisons sur les notes, et l'autre en mode *legato* avec différents nombres de notes liées entre elles par l'archet. Ensuite, l'effet du tempo a été évalué en faisant jouer la partition lentement (45 bpm) ou rapidement (70

bpm). Il a en effet été montré que les ajustements posturaux anticipateurs (APAs) n'apparaissent qu'à partir d'un certain seuil de vitesse de mouvement, en l'occurence celui du geste effecteur et de l'archet [Bouisset 1991]. Dans cette thèse néanmoins, nous nous concentrerons exclusivement sur les données du tempo lent à 45 bpm, faute d'avoir pu dépouiller et traiter l'ensemble des données collectées (cf chapitre 5.1).

3.4 Protocole expérimental

3.4.1 Conditions posturales

Le temps de l'expérience a été divisé en quatre sessions de jeu, chacune correspondant à une condition posturale particulière. Deux conditions utilisent les dispositifs d'immobilisation physique décrits section 3.3.1. Dans chacune des quatre conditions, il est demandé aux violoncellistes de jouer le plus expressif possible, afin que le facteur physiologique soit le seule responsable des changements dans l'expressivité. Effectivement, les deux autres facteurs contribuant à la conception de l'objectif - facteurs matériel et interprétatif (voir figure 1.1) - restent stables et inchangés par les conditions posturales. On ne demande au violoncelliste ni de changer d'instrument (stabilité du facteur matériel), ni d'intention expressive (stabilité du facteur interprétatif) d'une condition à l'autre. De cette façon, on s'assure que toute altération potentielle d'expressivité est bien (majoritairement) due au contexte d'immobilisation, et donc à une impossibilité d'utiliser le corps naturellement. Parmi ces quatre conditions, une correspond à une situation de jeu naturelle, et les trois autres mettent en place un système de contraintes posturales graduelles (illustration figure 3.7) :

- **Condition Normale (notée N pour *Normal*)** : C'est la situation de jeu naturelle sans contraintes d'aucune sorte. On demande aux violoncellistes de jouer expressif, comme s'ils se trouvaient en situation de concert.
- **Condition d'immobilisation Mentale (notée SM pour *Static Mental*)** : Dans cette situation, on demande aux violoncellistes de jouer expressif, en s'immobiliser consciemment le plus possible au niveau du buste et de la tête. La condition a été créée pour savoir dans quelle mesure les musiciens réduisent leur expressivité, lorsqu'ils savent consciemment qu'ils ne peuvent pas utiliser tous leurs mouvements corporels naturels. Avec cette condition posturale, on peut se rendre compte de la proportion de mouvements posturaux intégrés inconsciemment, et notamment des ajustements d'anticipation posturale (APAs) nécessaires à l'équilibre du mouvement (cf section 2.8.9.2).
- **Condition d'immobilisation physique du buste (notée SC pour *Static Chest*)** : Dans cette condition, on demande aux violoncellistes de jouer expressif, alors que leur buste est immobilisé avec le harnais de sécurité à 6 points. Une fois équipé du harnais fixé au dossier de la chaise, les musiciens ne peuvent plus se mouvoir latéralement (gauche-droite) ni sagittalement (avant-arrière).
- **Condition d'immobilisation physique du buste et de la tête (notée SCH pour *Static Chest and Head*)** : Cette condition reprend la contrainte posturale précédente avec l'utilisation du harnais, mais y rajoute également la minerve pour limiter les mouvements de la tête. On demande alors aux violoncellistes de jouer expressif sous ces deux types d'immobilisation posturale physique.

3.4.2 Déroulement expérimental

Au préalable à l'expérience, chaque violoncelliste reçoit chez lui les deux versions de partition, afin de se familiariser au mieux avec les coups d'archet et doigtés mentionnés. Puis le jour de l'expérience, ils sont conviés à se vêtir d'un vêtement sombre (noir de préférence) qui soit près du corps. En effet,

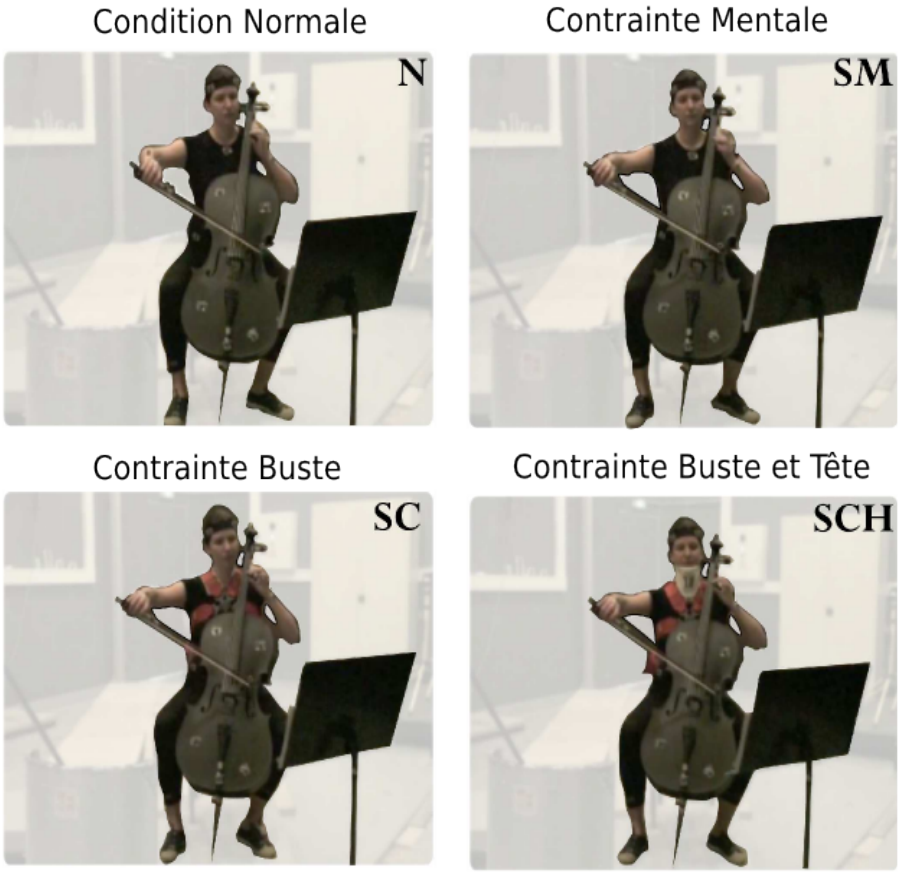


FIGURE 3.7 – Les quatre types de conditions posturales. Il est demandé aux violoncellistes de jouer le plus expressif possible pour chacune de ces conditions, sans en changer l'intention d'une condition à l'autre.

la pose des marqueurs réfléchissants utilisés pour la capture de mouvement, nécessite ce type de tenue afin d'éviter qu'ils ne glissent et se désolidarisent de leur emplacement anatomique cible. On conseille par exemple un cycliste pour les jambes et un t-shirt manches courtes pour le haut du corps. Après avoir signé le formulaire de consentement expérimental, les violoncellistes sont équipés des marqueurs aux emplacements anatomiques standards, tels que définis par le modèle *Plug-in-Gait* intégré au logiciel de traitement Nexus (cf section 4.3).

Une fois installé sur la plateforme, une prise posturale statique du violoncelliste est effectuée (environ 10 secondes). Celle-ci permet de s'assurer que tous les marqueurs sont bien en place et de garder en réserve l'image du squelette complet du musicien avec toutes les distances segmentales correspondant à sa morphologie. On explique ensuite les 4 sessions correspondant aux 4 conditions posturales de l'expérience et l'ordre dans lequel les réaliser. L'enchaînement des sessions posturales est défini aléatoirement pour chaque violoncelliste, afin d'éviter les effets d'ordre entre sujets. On rappelle qu'il est très important qu'ils jouent expressif quelle que soit la nature de la condition posturale.

Pour chaque session de condition posturale, on enregistre 12 prises. Une prise consiste à jouer l'intégralité de la partition, c'est-à-dire les 6 parties qu'elle contient d'affilée, selon un certain mode d'archet et un certain tempo. La partition détaché ou legato est choisie en fonction du mode d'archet sélectionné par la prise. Le schéma expérimental d'une session posturale se compose ainsi de 2 facteurs (le mode d'archet et le tempo) et pour chaque combinaison de facteurs, on demande au violoncelliste de réaliser

3 répétitions. Ce nombre de répétitions est un compromis pour pallier aux écarts de mesure sans trop allonger la durée totale de expérience. Les 12 prises par session sont exécutées dans un ordre déterminé aléatoirement. Entre chaque session de condition posturale, un recalibrage manuelle de la plate-forme de force est nécessaire pour tenir compte des variations de poids dues aux dispositifs d'immobilisation (pains de mousse, harnais, minerve...). Au final, le plan expérimental complet se compose donc de 12 prises $\times$ 4 sessions $=$ 48 prises pour chaque violoncelliste. Cela représente une durée totale d'environ 3 heures d'expérience en comptant les pauses. Ces pauses de 10 minutes sont réalisées à la fin de chaque session et sont aussi l'occasion d'un petit questionnaire pour obtenir le ressenti du musicien (voir annexe A). On peut ainsi recueillir ses impressions à chaud, l'inconfort potentiel de tel type de contrainte posturale ou tel mode d'archet, ainsi que les parties de la partition les plus déstabilisantes à priori pour ses habitudes de jeu, dans le mouvement comme dans le son.

Au démarrage de l'enregistrement d'une prise, un opérateur annonce au violoncelliste le mode d'archet et le tempo dans lequel jouer. Cet opérateur dispose d'un clap sur lequel ces informations sont écrites, et qu'il positionne face à la caméra. Notons qu'ils s'agit du même clap que celui permettant d'effectuer la synchronisation entre son et mouvement (cf section 3.2.5). L'enregistrement de la capture du mouvement et du son est lancé, puis l'opérateur clappe. Il émet juste ensuite 4 clics de métronome afin de donner le tempo global au violoncelliste. Celui-ci peut alors commencer à jouer la partition aux mode d'archet et tempo annoncés avant la prise.

Chapitre 4

Pré-traitements et stockage des données

Sommaire

4.1 Base de données son et mouvement 94
4.1.1 Architecture de la base 94
4.1.2 Segmentation manuelle des parties 95
4.2 Pré-traitement des données acoustiques 95
4.2.1 Découpage en fenêtres 96
4.2.2 Transformée de Fourier glissante 96
4.2.3 Autocorrélation spectrale 98
4.2.4 Détection du pic d'autocorrélation 98
4.2.5 Segmentation des notes par suivi de fréquence 100
4.3 Pré-traitement des données de mouvement 101
4.3.1 Création des fichiers C3D 101
4.3.2 Exploitation des fichiers C3D et stockage en base 104

Ce chapitre explique les différents traitements appliqués aux données brutes collectées. Que ce soit pour les flux acoustiques ou de mouvement, il est effectivement nécessaire d'effectuer des pré-traitements récurrents visant à mettre en forme les données avant leur analyse dans les parties suivantes de la thèse. Toutes les données pré-traitées font l'objet d'un stockage méthodique dans une base de données spécialement conçue à cet effet.

4.1 Base de données son et mouvement

4.1.1 Architecture de la base

Les opérations de pré-traitement décrites ici et effectuées à partir des données brutes de son (section 4.2) et mouvement (section 4.3) collectées, aboutissent à l'élaboration d'une base de données. Certaines opérations indispensables comme le découpage par notes du flux acoustique sont effectivement réalisées en plusieurs passes parfois longues et fastidieuses. Pour ce type de traitement en l'occurrence, il n'y a pas de méthode complètement automatisée, et il est nécessaire de suivre et parfois adapter l'algorithme au cours de son déroulement pour être sûr de détecter toutes les notes. Il ne serait pas possible par exemple de lancer une analyse de descripteurs acoustiques sur une note et d'effectuer un suivi de fréquence fondamentale dans la foulée. Dès que l'on travaille sur les trois répétitions d'un violoncelliste, ou l'ensemble des musiciens, il est nécessaire d'avoir déjà stocké ces informations de fréquence fondamentale. La base de données est donc indispensable, afin de simplifier et réduire le temps d'exécution des analyses groupées.

La figure 4.1 illustre l'architecture de cette base de données. Celle-ci est bien moins ambitieuse que le système *Repovizz* récemment conçu par [Maestre 2017], et tente simplement d'établir une jonction entre capture des données acoustiques et de gestes des violoncellistes. Elle est constituée de 6 répertoires correspondant aux 6 parties de la partition. Dans chacun de ces répertoires se trouvent 7 fichiers de

stockage Matlab (extension .mat), un pour chacun des 7 musiciens. A l'intérieur du fichier .mat d'un violoncelliste, on trouve ses données acoustiques et de mouvement pré-traitées pour les 48 prises (4 sessions posturales × 12 prises) de la partie concernée.

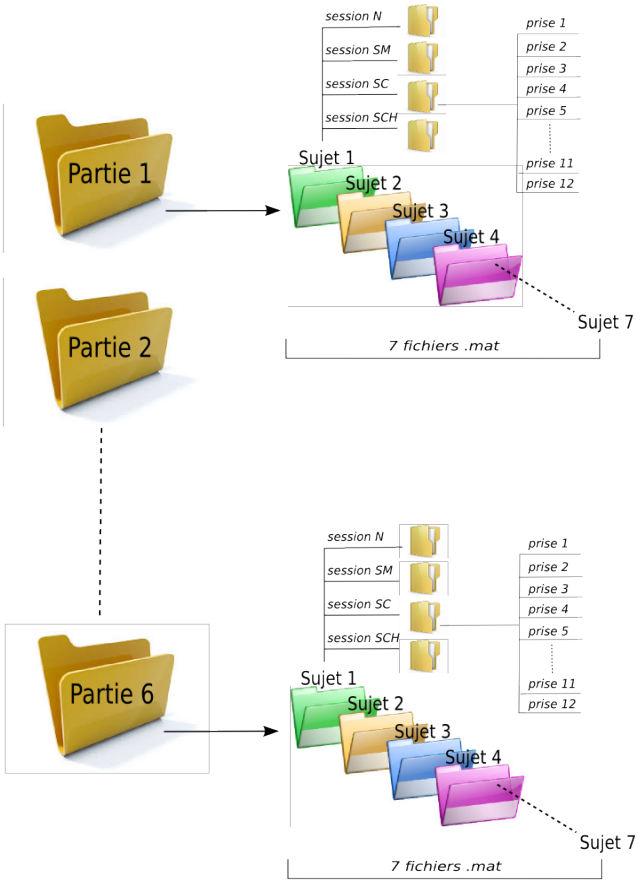


FIGURE 4.1 – Architecture de la base de données contenant toutes les informations de son et de mouvement pré-traitées par violoncelliste et par partie de la partition.

4.1.2 Segmentation manuelle des parties

Pour chaque prise, l'opération de segmentation du flux audio (fichier au format .wav) selon les 6 parties de la partition a été effectuée manuellement dans le logiciel *Praat*. Ce procédé un peu long mais nécessaire permet ainsi de bien isoler chaque type de difficulté technique. La figure 4.2 montre le rendu de cette segmentation manuelle sur une prise dans l'interface *Praat*. Pour chaque prise des violoncellistes, les données audio correspondant à une partie segmentée sont ensuite stockées dans la base de données.

4.2 Pré-traitement des données acoustiques

Les pré-traitements effectués sur les données acoustiques ont essentiellement consisté à extraire les notes du flux audio. Il s'agit d'une opération de suivi de fréquence fondamentale sur des sons de nature auto-entretenus. Cette opération préalable est indispensable afin de pouvoir synchroniser, dans les analyses ultérieures, les données acoustiques avec les événements gestuels issus des données de mouvement. Notons

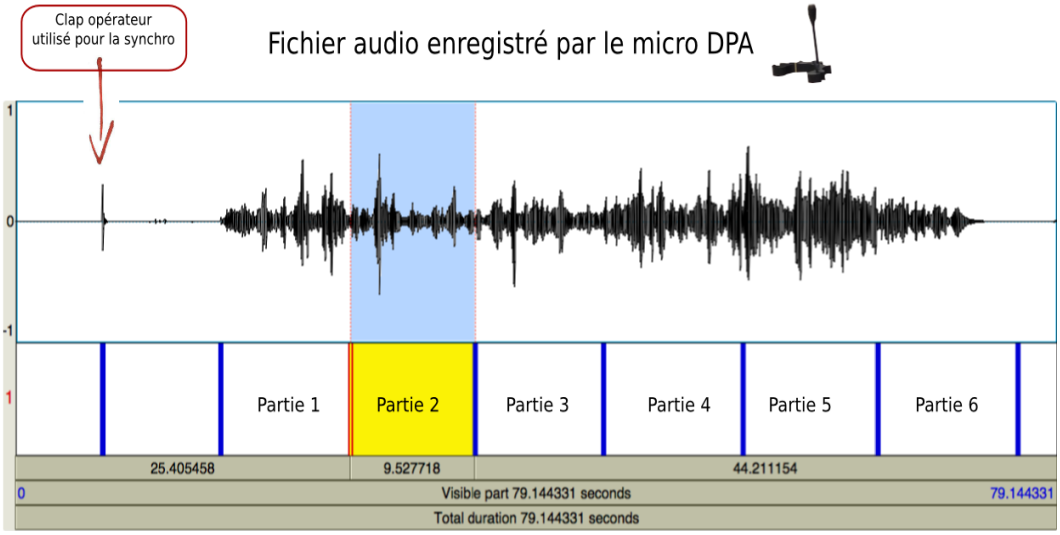


FIGURE 4.2 – Segmentation manuelle du signal audio selon les 6 parties de la partition avec le logiciel Praat.

que l'opération aurait été trop fastidieuse à réaliser à la main, même avec *Praat*, étant donné le volume de données acoustiques recueilli. Nous avons donc opté pour la mise en place d'un algorithme semi-automatisé de suivi des notes (*pitch-tracking*). L'algorithme se base sur les processus utilisés dans la MIR toolbox [Lartillot 2007] en les adaptant aux sons auto-entretenus, et s'intègre dans un flot de traitement (*workflow*) plus large conçu pour calculer et stocker des descripteurs acoustiques sur des séquences musicales entières. Nous détaillerons ces descripteurs acoustiques au fur-et-à-mesure de leur rencontre dans les parties III et IV de la thèse.

Le principe de l'algorithme de suivi des notes repose sur la recherche de fondamentale des notes de la partition et donc l'extraction fine des périodicités du signal acoustique. Ces périodicités sont obtenues via un calcul d'autocorrélation effectué sur les fenêtres spectrales du signal. La méthode est schématisée figure 4.3, et expliquée dans le détail ci-après.

4.2.1 Découpage en fenêtres

Une séquence musicale complète s'analyse généralement par un découpage en fenêtres du signal audio échantillonné $x(n)$. Ce fenêtrage du signal $x(n)$ est réalisé au moyen d'une fenêtre d'analyse w que l'on fait glisser le long des échantillons de x. La longueur et le taux de recouvrement (*overlap*) entre deux fenêtres successives ont été choisis pour être compatibles avec le flux de données gestuelles. Le taux d'échantillonnage du système de capture de mouvement étant de 125 Hz, on a fixé le taux de recouvrement des fenêtres audio à 8 ms (1/125). La longueur de chaque fenêtre a été fixée à 80 ms, ce qui représente dix fois la taille de recouvrement.

En chaque point de recouvrement m, on a ainsi obtenu un segment fenêtré du signal $x(n)$, noté $x_m(n)$, de longueur N :

$$x_m(n) = x(n)w(n-m) \tag{4.1}$$

4.2.2 Transformée de Fourier glissante

On a appliqué la Transformée de Fourier glissante sur le signal $x(n)$. Cette opération est aussi connue sous le nom de Transformée de Fourier à court-terme (STFT pour *Short Time Fourier Transform*). Elle

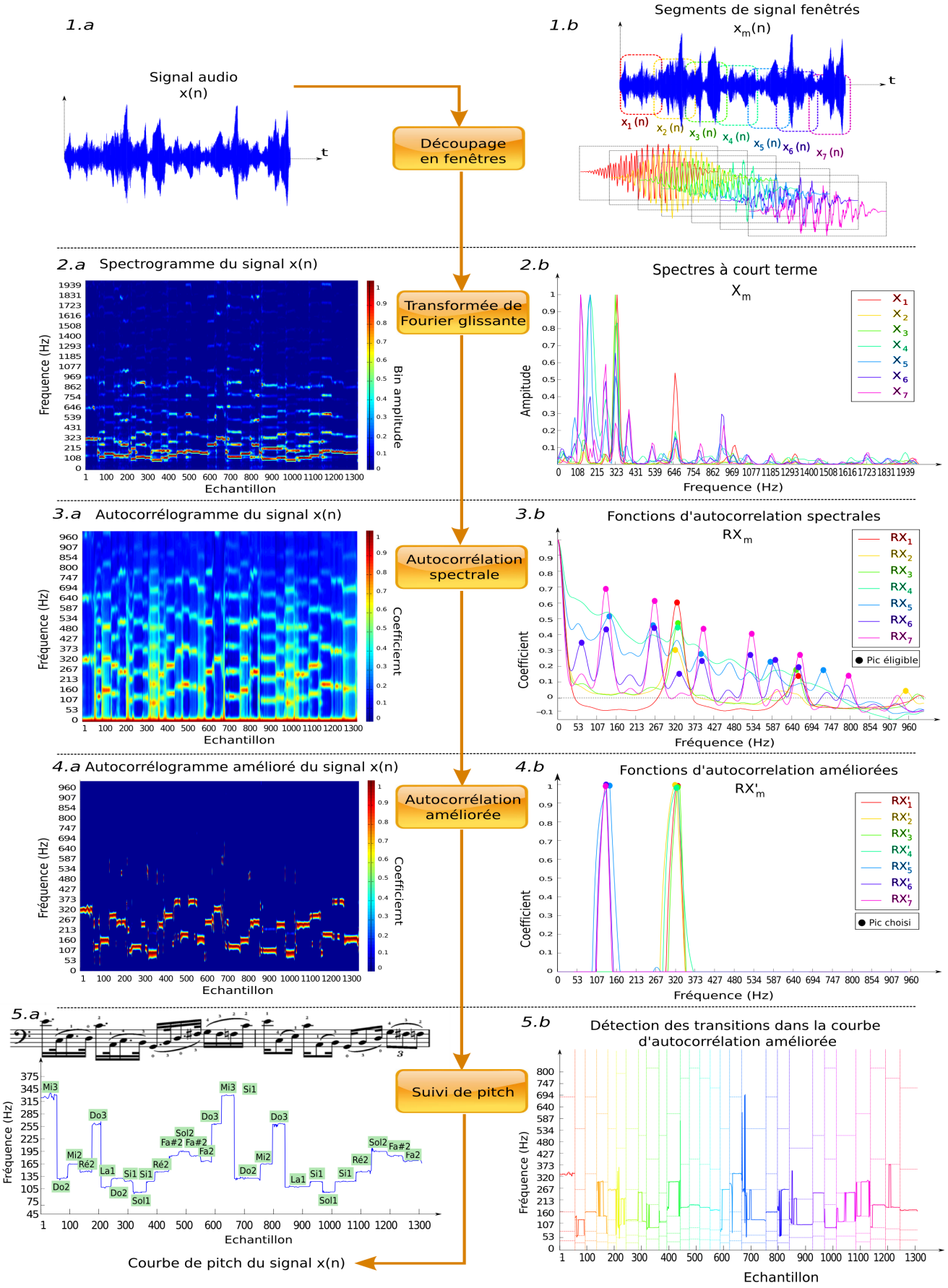


FIGURE 4.3 – Flot de traitement complet du suivi de fréquence fondamentale (*workflow of pitch-tracking*)

consiste à calculer la transformée de Fourier discrète de chaque segment de signal fenêtré $x_m(n)$. Pour chaque fenêtre d'analyse centrée sur l'échantillon m, on obtient ainsi une fonction $X_m(k), k \in [1, N]$ constituée d'une suite de k coefficients de Fourier :

$$\begin{aligned} \mathrm{STFT}\{x(n)\} \equiv X_m(k) &= \sum_{n=1}^{N-1} x_m(n) e^{-2i\pi kn/N} \\ &= \sum_{n=1}^{N-1} x(n) w(n-m) e^{-2i\pi kn/N} \end{aligned} \tag{4.2}$$

Lors de la transformation de Fourier, nous avons choisi une fenêtre d'analyse w de type Hanning, afin de bien réduire l'amplitude des lobes secondaires d'oscillations parasites. Avec une fréquence d'échantillonnage fixée à $Fe = 44.1$ kHz, chaque fenêtre audio (80 ms) correspond à $N = 3528$ points. Cela représente une résolution fréquentielle de $\Delta f = Fe/N \approx 12$ Hz, raisonnable pour notre analyse.

Chaque spectre à court-terme X_m représente un instantané au temps m des composantes périodiques du signal, formées de la fondamentale (que l'on cherche) et de ses fréquences multiples (les harmoniques de la fondamentale). Dans la figure 4.3(2.b), on représente une succession de ces spectres à court-terme pour la première transition de notes : Entre Mi3 (fondamentale à 329.63 Hz) et Do2 (fondamentale à 130.81 Hz). La juxtaposition temporelle de ces spectres à court-terme $(X_1, X_2, X_3...)$ permet d'obtenir une représentation temps-fréquence (appelée spectrogramme) des évolutions du contenu spectral de la séquence musicale au cours du temps (figure 4.3(2.a)).

4.2.3 Autocorrélation spectrale

Pour séparer la fondamentale de ses harmoniques dans chaque fenêtre de spectre à court-terme, une première étape consiste à évaluer l'amplitude des périodicités spectrales. Cela se fait simplement en examinant l'autocorrélation du signal, c'est-à-dire les corrélations locales entre échantillons de chaque spectre à court-terme $X_m(k)$. La fonction d'autocorrélation révèle les similitudes entre parties successives du signal spectral, en décalant d'une valeur j l'un des signaux par rapport à l'autre, puis mesure leur similitude par une multiplication point-à-point du signal original avec sa version décalée. Pour chaque fenêtre spectrale d'analyse au temps m, on calcule ainsi la fonction d'autocorrélation normalisée des coefficients de Fourier X_k selon le décalage d'échantillons j choisi :

$$R_{XX}(j) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N-j-1} X_k X_{k-j} \tag{4.3}$$

En pratique, une valeur de décalage j_{max} détermine la plage de résolution $[-j_{max}, +j_{max}]$ de la fonction d'autocorrélation. La séquence obtenue est également normalisée afin d'obtenir une valeur d'autocorrélation de 1 pour une valeur de décalage nulle (en milieu de plage). La figure 4.3(3.b) illustre les fonctions d'autocorrélation spectrale associées aux spectres à court-terme de la transition de notes Mi3-Do2. La juxtaposition temporelle de ces fonctions d'autocorrélation spectrale à court-terme $(RX_1, RX_2, RX_3...)$, appelée autocorrélogramme, met en évidence les zones de plus grande énergie dans le spectrogramme (figure 4.3(3.a)).

4.2.4 Détection du pic d'autocorrélation

La fonction d'autocorrélation d'un spectre à court-terme présente souvent de nombreuses oscillations. Pour des signaux harmoniques, les pics formés par ces oscillations correspondent principalement aux multiples entiers de la fréquence fondamentale. C'est notamment le cas au niveau des zones de maintien

(*sustain*) des notes. Néanmoins d'autres pics non harmoniques et d'amplitude plus faible sont toujours susceptibles de se trouver dans le signal. Ces pics ont été éliminés des candidats possibles à la fréquence fondamentale, en définissant un seuillage en-dessous duquel ils ne sont pas considérés. Parmi les pics restants, celui correspondant à la fondamentale n'est pas forcément celui d'amplitude maximale. En effet, il arrive fréquemment que la fonction d'autocorrélation spectrale présente des pics d'amplitude localisés au-dessus et même en dessous de celui de la fondamentale. Choisir systématiquement le pic d'amplitude maximale comme fondamentale conduirait donc à des erreurs de détection, les plus fréquentes étant la fondamentale détectée une octave trop haut ou trop bas.

Pour pallier à ce problème, nous avons mis en oeuvre une méthode d'autocorrelation améliorée (*enhanced autocorrelation*), illustrée figure 4.4. Cette méthode, décrite dans [Tolonen 2000], consiste à isoler le pic d'intérêt (la fondamentale) parmi les candidats possibles, grâce à un algorithme récursif en plusieurs passes (généralement 9). Dans une première passe, la fonction d'autocorrélation initiale est rectifiée positive (c'est-à-dire passée à la valeur absolue), étirée d'un facteur $a = 2$, puis soustraite à sa version étirée. L'opération est répétée en plusieurs passes pour différentes facteurs d'étirement successifs, $a = 3, 4, ..10$, jusqu'à ce que tous les pics différents de la fréquence fondamentale soient supprimés. Même si cette technique n'est pas infaillible, la fonction résultante se réduit le plus souvent au pic associé à la fréquence fondamentale recherchée. La figure 4.3(4.b) présente les fonctions d'autocorrélation spectrale améliorée associées aux fonctions d'autocorrélation de la transition de notes Mi3-Do2. La juxtaposition temporelle de ces fonctions d'autocorrélation spectrale améliorée à court-terme (RX'_1, RX'_2, RX'_3...), appelée autocorrélogramme amélioré, met en évidence les zones d'énergie du spectrogramme correspondant aux fréquences fondamentales (figure 4.3(4.a)).

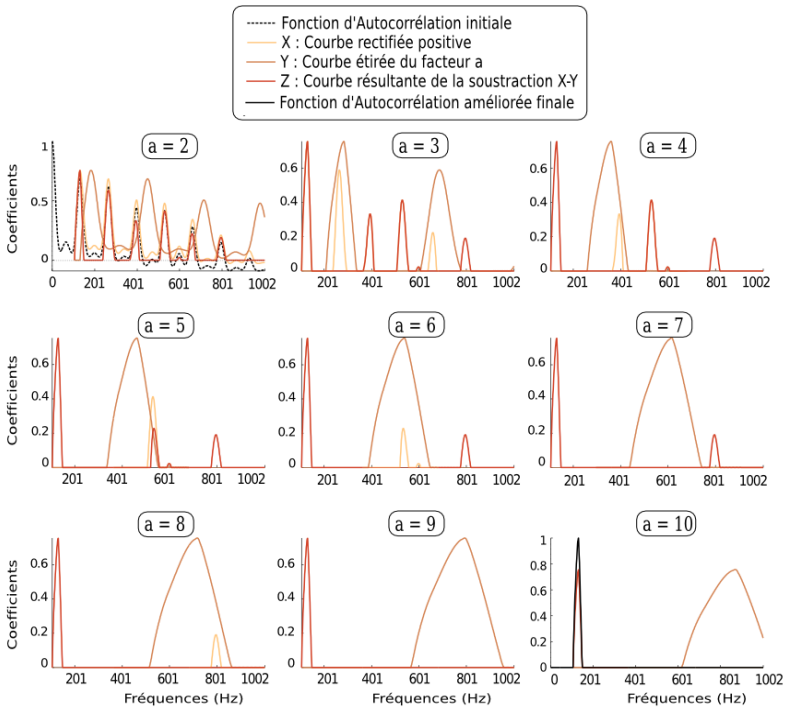


FIGURE 4.4 – Autocorrélation spectrale améliorée : Les 9 passes du processus sont associées aux 9 facteurs d'étirement incrémentaux successifs de l'algorithme. On l'applique ici sur une fonction d'autocorrélation spectrale calculée dans une fenêtre de signal correspondant à un Do2 (fondamentale à 130.81 Hz).

4.2.5 Segmentation des notes par suivi de fréquence

La dernière étape du processus consiste à segmenter la courbe de l'autocorrélogramme amélioré selon les fréquences connues de la partie de partition. Il s'agit de l'opération de suivi de fréquence fondamentale proprement dite (*pitch tracking*). La série de pics d'autocorrélation détectés précédemment est comparée avec les informations musicales connues de la partition, à savoir les durées et fréquences théoriques de chaque note. En pratique, les violoncellistes ne jouent jamais exactement les notes à leur durée et fréquence théorique, puisque l'expressivité musicale se manifeste justement dans les petites déviations introduites par rapport au cadre rigide de la partition (cf section 2.2.1). En l'occurrence, de légères modulations du tempo permettent de casser le côté mécanique de l'exécution. De même, des petites modulation autour de la fréquence fondamentale (vibrato) permettent de faire vivre la note et de lui donner du relief. Il est donc indispensable que l'algorithme de suivi du pitch prenne en compte ces variations par rapport à la théorie, de manière à garantir une certaine souplesse dans la détection.

4.2.5.1 Suivi fréquentiel

Dans le domaine fréquentiel, nous avons assuré cette souplesse en construisant une *échelle de marges d'erreurs*, basée sur l'évolution exponentielle des fréquences de notes accessibles dans la tessiture du violoncelle (de Do1 à Mi5). Cette échelle reflète le fonctionnement logarithmique de notre perception du pitch. Effectivement, l'écart fréquentiel d'un demi-ton sur la première octave est plus petit que son alter-ego situé sur la troisième octave, alors même que l'intervalle musical perçu par l'oreille humaine est toujours d'un demi-ton dans les deux cas. Nous avons construit les marges d'erreur de la détection de fréquence fondamentale sur ce principe. Par exemple, la marge d'erreur permettant de différencier le Do1 du Do♯1 est configurée plus petite $((69.3 - 65.41)/2 = 1.94)$ que celle permettant de différencier le Do3 du Do♯3 $((277.18 - 261.63)/2 = 7.77)$. Ces échelles se sont révélées très efficaces pour préserver le suivi de fréquence fondamentale lorsque les notes jouées vibraient ou manquaient simplement de justesse.

4.2.5.2 Suivi temporel

Dans le domaine temporel, la souplesse dans le suivi de la fréquence fondamentale est assurée par un système de comptage minimal d'échantillons. Ce système permet en effet de tenir compte de la phase d'attaque de la note, pendant laquelle les pics d'amplitude de la fonction d'autocorrélation sont instables et non périodiques. En fixant un nombre minimal d'échantillons à atteindre correspondant à la fréquence fondamentale, on se garantit d'être dans la phase de maintien (*sustain*) de la note, et ainsi de bien être en train de la détecter. Dans la pratique, nous avons obtenu de bons résultats de détection en fixant ce nombre minimal d'échantillons à la moitié du nombre d'échantillons théoriquement occupés par la note. Notons que la durée théorique d'une note en nombre d'échantillons s'obtient grâce à la connaissance du tempo (45 bpm) et de la valeur de note (noire, croche, etc). Une fois la phase de maintien de la note détectée, on considère que tout nouvel échantillon correspondant à une fréquence sortant des marges d'erreur de la fondamentale en cours, est associé à la phase d'attaque de la note suivante (figure 4.3(5.b)).

Au final, ce procédé permet non seulement de détecter la durée complète de chaque note (de son attaque à l'attaque de la note suivante), mais aussi les durées respectives en nombre d'échantillons de ses phases d'attaque et de maintien. Malgré l'efficacité de la méthode, il existe toujours des séquences pour lesquelles la détection échoue sur quelques notes, notamment dans le cas des fausses notes. Dans ces cas là, il faut procéder de manière semi-automatisée, c'est-à-dire selon un mode pas à pas, note après note, en "aidant" l'algorithme à faire son travail jusqu'au bout. La courbe des fréquences fondamentales d'une séquence de notes correspondant à une partie de la partition, est illustrée figure 4.3(5.a)). La dernière étape consiste à stocker cette courbe ainsi que les informations de segmentation de notes qui lui sont

associées (positions de début et de fin de note, temps d'attaque et de maintien...) dans l'architecture de notre base de données, configurée section 4.1.1.

4.3 Pré-traitement des données de mouvement

Les données de mouvement collectées par le système de capture VICON ont été pré-traitées selon deux étapes : La première étape est réalisée au sein de l'interface logicielle Nexus fournie avec le système (cf section 4.3.1). Elle consiste à créer un fichier au format C3D pour chaque prise, contenant les données de mouvement correctement étiquetées (labélisation) et complétées (remplissage). La deuxième étape extrait les informations de chaque fichier C3D de manière à les convertir en un format dit de Dempster (cf section 4.3.2). C'est cette représentation de Dempster qui est stockée dans sa prise associée de la base de données.

4.3.1 Création des fichiers C3D

La création des fichiers C3D correspondant à chaque prise nécessite au préalable un chargement dans Nexus des données de mouvement brutes associées. Une fois chargées, ces données sont reconstruites et prêtes à être manipulées dans l'environnement logiciel.

4.3.1.1 Labélisation

Une fois la séquence reconstruite, on se retrouve avec des marqueurs vierges positionnés dans l'espace 3D virtuel de Nexus. La première opération, appelée labélisation, consiste à nommer les marqueurs pour faciliter leur identification. Cette opération nécessite de définir au préalable un modèle de segments corporels, c'est-à-dire une représentation générique des marqueurs à placer sur les types d'objet à analyser. Dans notre contexte, on créé un modèle de violoncelliste sous la forme d'une association de 7 objets (les segments corporels) : la tête, le tronc, le pelvis, les bras droit et gauche, les jambes droites et gauches. De même on définit un modèle spécifique à l'instrument contenant deux objets : le violoncelle par association de la caisse et du lien sillet-cordier, l'archet avec deux segments talon-pointe. Ces modèles d'objet génériques sont stockés par Nexus sous la forme de deux fichiers au format .vst. A partir d'un seul fichier modèle .vst, on peut créer plusieurs fichiers squelette au format .vsk, qui sont des *instances d'objets*, dans lesquels les données anthropométriques générales sont ajustées aux caractéristiques morphologiques individuelles de chaque violoncelliste. On obtient donc autant de fichiers squelette qu'il y a de sujets violoncellistes. Le processus de labélisation d'une prise d'un violoncelliste est illustré à la figure 4.5. Il se fait sur la base des informations anthropométriques stockées dans le fichier squelette du violoncelliste.

Chaque segment défini dans un fichier modèle .vst, permet de connecter automatiquement plusieurs marqueurs entre eux lors du processus de labélisation. Les noms de ces marqueurs peuvent être standardisés ou personnalisés. Concernant le modèle de violoncelliste, les noms attribués aux marqueurs suivent les standards du modèle anatomique *Plug-in-Gait* intégré à l'environnement Nexus. Lorsqu'il est entièrement paramétré, ce modèle permet notamment de calculer la cinématique des angles articulaires entre les segments et la cinétique des réactions dues aux forces qui s'appliquent sur les segments. Afin de simplifier l'étude de la cinématique des mouvements du musicien, nous n'avons utilisé qu'un sous-ensemble des marqueurs proposés par le modèle, décrit dans la table 4.2. Les angles articulaires ont donc été calculés par une autre méthode, en l'occurrence grâce à la configuration postérieure d'un modèle de Dempster (cf section 4.3.2.1). Concernant le modèle de l'instrument, nous avons créé des noms de marqueurs, décrits dans la table 4.1, fonction de leurs localisations sur le violoncelle et l'archet.

(a) Avant labelisation (b) Après labelisation

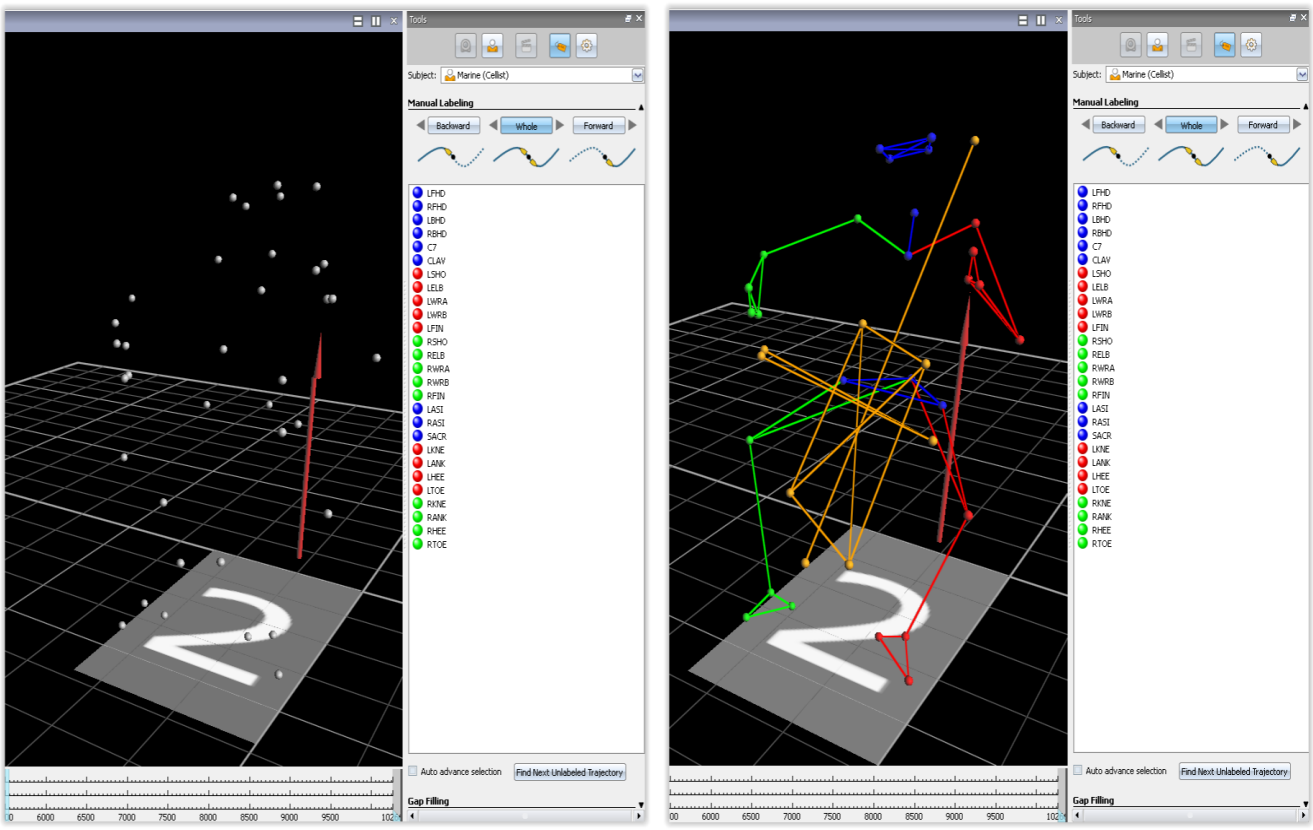


FIGURE 4.5 – Opération de labélisation d'une séquence de capture du mouvement d'un violoncelliste dans l'environnement Nexus. Le fichier squelette du violoncelliste est chargé avec tous les noms de marqueurs. La labélisation consiste à affecter ces noms aux marqueurs vierges (les petites boules grises).

4.3.1.2 Remplissage

Une fois la labélisation des marqueurs effectuée, on s'aperçoit souvent que dans certains passages d'une séquence, les trajectoires de marqueurs ne sont pas affectées par la labélisation, voire même disparaissent complètement. Ce phénomène est dû à des problèmes d'occlusion des marqueurs par d'autres. En effet, lorsqu'un marqueur n'est plus simultanément visible par au moins trois caméras du système, ses coordonnées sont perdues et sa trajectoire ne peut plus être correctement identifiée. Il est heureusement possible de résoudre ces pertes de données par des techniques dites de remplissage (*gap-filling*), semi-automatiquement quand c'est possible, ou manuellement sinon.

Remplissage semi-automatique La technique de remplissage semi-automatique, dite par motif de remplissage (*pattern-fill*), est intégrée à l'environnement Nexus. Elle consiste à essayer de reconstituer la trajectoire d'un marqueur sur la base de celle d'un autre (le motif) qui se déplace de façon similaire. Comme illustré à la figure 4.6, une interpolation polynomiale par morceau (de type spline) est alors effectuée pour reconstruire la portion manquante de trajectoire. Au final, lorsque les phases de labélisation et de remplissage semi-automatiques sont terminées, Nexus écrit toutes les informations complétées en sortie sous forme de fichier au format C3D.

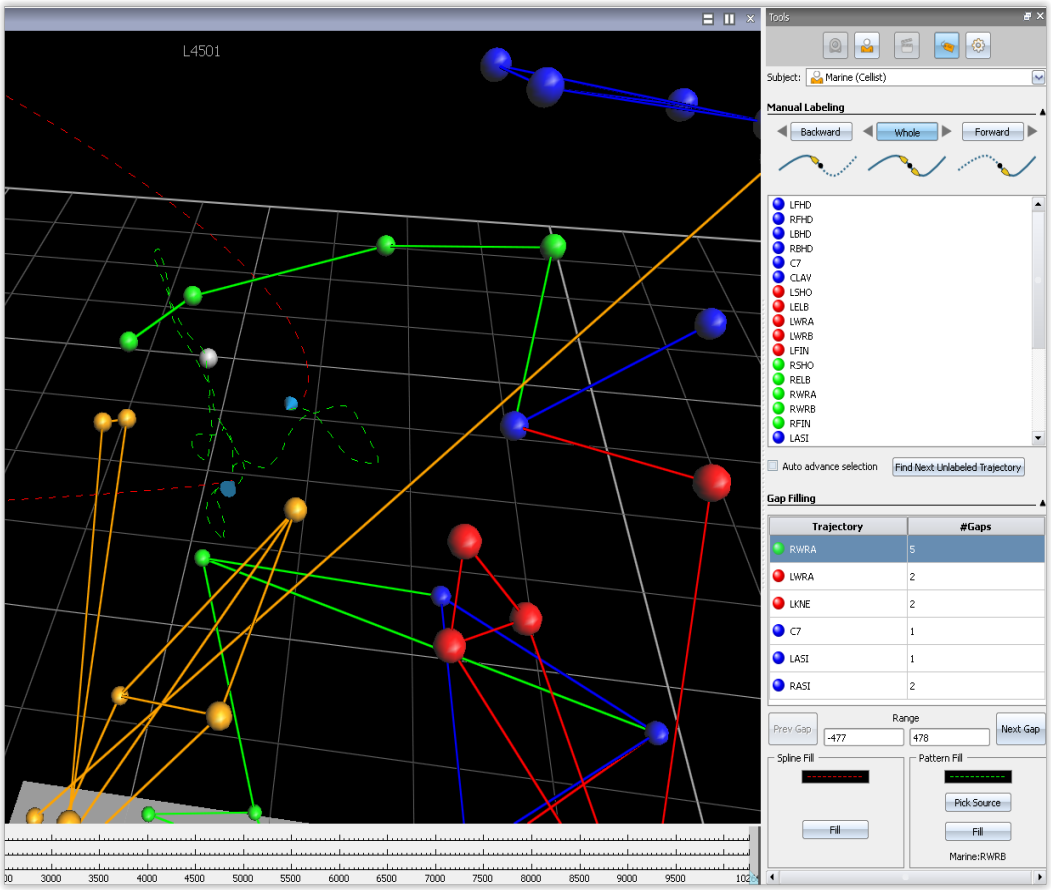


FIGURE 4.6 – Opération de remplissage (*gap-filling*) d'une séquence de mouvement dans l'environnement Nexus. La trajectoire en vert-pointillé correspond à l'interpolation spline générée par la méthode en motif de remplissage (*pattern-fill*). Elle prédit la trajectoire du marqueur poignet droit interne (RWRA) sur la base du motif de la trajectoire du marqueur poignet droit externe (RWRB).

Remplissage manuel La technique de remplissage manuel est plus délicate et s'effectue dans Matlab en phase finale de traitement sur la base du fichier C3D généré par Nexus. Elle s'utilise lorsque la méthode semi-automatique n'a pas été applicable, par exemple lorsqu'il n'existe aucun point d'un marqueur pour toute une séquence, ou pas de marqueurs proches à trajectoire semblable. C'est le cas notamment des marqueurs placés aux articulations des bras, qui sont les plus mobiles et indépendants. Nous avons utilisé pour ce remplissage manuel une technique de *trilatération*, consistant en une localisation de points par mesure de distances, couramment utilisée dans les systèmes de navigation GPS. Dans notre contexte à géométrie tri-dimensionnelle, il est en effet possible d'approcher la position d'un marqueur à partir de la connaissance de la position de 3 autres et de leurs distances initiales respectives au marqueur. Cette position approchée correspond à la zone d'intersection de 3 sphères, dont les centres sont les 3 marqueurs connus et les rayons sont les distances initiales respectives de chaque centre au marqueur recherché. Ces distances initiales de marqueurs correspondent dans notre cas à des distances inter-segments fournies par la prise posturale statique de début d'expérience (cf section 3.4.2). Par simplification, on choisit le point de la zone d'intersection des 3 sphères qui se trouve sur le même plan que celui formé par les 3 marqueurs centraux. Cette limitation coïncide bien en pratique avec la solution recherchée, et en répétant le processus pour chaque échantillon du marqueur manquant, on parvient à reconstituer la trajectoire

d'ensemble de son mouvement.

4.3.2 Exploitation des fichiers C3D et stockage en base

4.3.2.1 Création des modèles de Dempster

De nombreuses études utilisent une boîte à outils Matlab appellée *Mocap Toolbox* pour traiter les données de mouvement [Toiviainen 2010, Godøy 2010, Thompson 2012, Burger 2013a, Visi 2014]. Cet outil présente de nombreux avantages et procédures simplifiées d'analyse et de visualisation, comme par exemple les calculs de vitesse, accélération, et angles articulaires inter-segments, ou l'extraction des composantes principales de mouvements (*eigenmovements*) [Burger 2013b]. D'autres analyses de nature cinétique peuvent aussi être effectuées à partir des tables anthropométriques établies par Dempster [Dempster 1955, Robertson 2013]. Ces tables répertorient en effet les caractéristiques physiques et inertielles des principaux segments du corps humain, tels que la masse segmentale, le centre de gravité et les moments d'inertie proximaux et distaux (cf section 2.8.1).

Afin de pouvoir bénéficier des fonctionnalités de la *Mocap Toolbox*, il faut convertir le modèle de marqueurs dérivé du modèle anatomique *Plug-in-Gait* (cf section 4.3.1.1), en un *modèle réduit dit de Dempster* qui représente un sous-ensemble des marqueurs initiaux. Nous avons effectué cette opération de conversion sur la base des fichiers de prise C3D, correctement labélisés et remplis. Le modèle de Dempster se compose de 20 marqueurs correspondant aux 20 principales articulations du corps et permet de simplifier l'étude du mouvement en faisant l'hypothèse que chaque segment corporel se comporte comme une entité rigide indéformable. Le processus de passage du jeu initial de 27 marqueurs au jeu réduit de 20 marqueurs est illustré à la figure 4.7 et détaillé dans la table 4.3. Certains marqueurs du jeu réduit sont identiques à ceux du jeu initial, tandis que d'autres sont obtenus en prenant le centre ou point-milieu d'un groupe de 2, 3 ou 4 marqueurs initiaux, par simple calcul de moyenne en chaque échantillon temporel. Dans le cadre de notre étude, nous considérerons les segments corporels du modèle attachés à deux chaines cinématiques spécifiques :

- ***Chaîne ancillaire* (AJKL)** : Abdomen, thorax, cou et tête.
- ***Chaîne instrumentale* (KMNOP)** : Epaule droite, bras et avant-bras droits, main droite.

TABLE 4.1 – Description des marqueurs positionnés sur l'instrument. Ces marqueurs sont observables sur l'avatar de la figure 4.7(a).

Marqueur	Emplacement
VIOLONCELLE	
VHD	Coin supérieur droit de la caisse
VHG	Coin supérieur gauche de la caisse
VBD	Coin inférieur droit de la caisse
VBG	Coin inférieur gauche de la caisse
SILLET	Tête, au dessus du chevillier
CORDIER	Cordier, sous le tendeur des cordes
ARCHET	
TALONG	Sur la baguette, au niveau du talon vers la gauche
TALOND	Sur la baguette, au niveau du talon vers la droite
POINTE	Sur la baguette, au niveau de la pointe

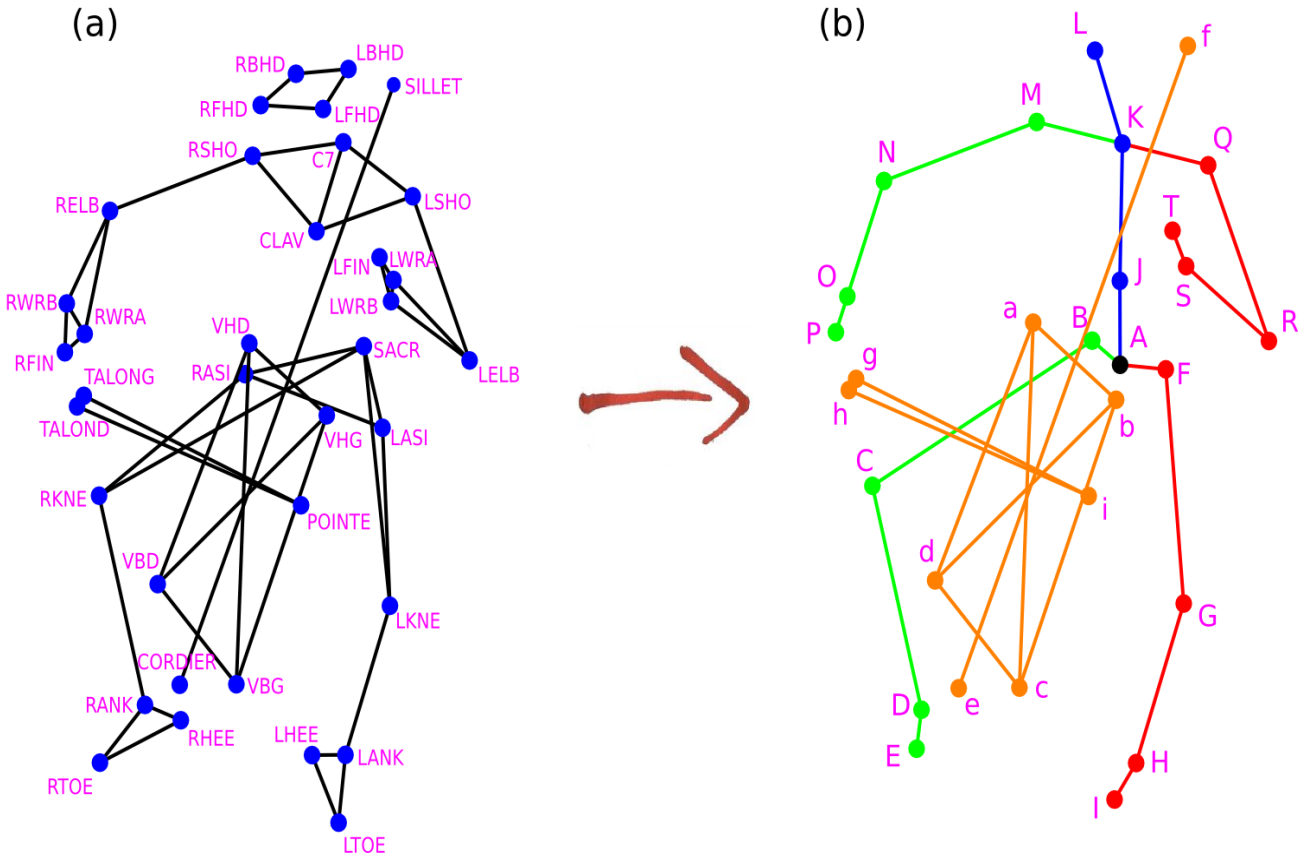


FIGURE 4.7 – **(a)** Jeu initial de marqueurs positionnés sur le corps des violoncellistes et sur l'instrument. **(b)** Jeu réduit de marqueurs correspondant aux articulations établies par le modèle de Dempster et utilisé dans les analyses de mouvement

4.3.2.2 Segmentation et stockage des modèles de Dempster

La *Mocap Toolbox* enregistre les informations de mouvement associées au modèle de Dempster dans plusieurs structures. La plus importante d'entre elles est une table contenant toutes les évolutions cinématiques des 20 marqueurs du modèle de Dempster, selon leurs trois coordonnées spatiales au cours du temps. Dans cette table, chaque emplacement tridimensionnel de marqueur du modèle de Dempster, est stocké à un instant donné sur une ligne à trois colonnes. Chaque ligne de la table correspond donc à une représentation posturale figée dans le temps de l'avatar de Dempster d'un violoncelliste.

En utilisant les informations fournies par la segmentation manuelle des parties de la partition (cf section 4.1.2), nous avons découpé la table correspondant à chaque prise de mouvement d'un violoncelliste en 6 blocs, chaque bloc correspondant à l'une des 6 parties de la partition. Puis ces informations ont été stockées dans notre architecture de base de données, configurée section 4.1.1. On y stocke de la même manière les informations segmentées des angles articulaires du modèle de Dempster, telles que fournies par la *Mocap Toolbox*, c'est-à-dire intégrées sur les trois dimensions de l'espace.

TABLE 4.2 – Description des marqueurs positionnés sur le corps des violoncellistes. Ces marqueurs sont observables sur l'avatar de la figure 4.7(a).

Marqueur	Description	Emplacement corporel
TETE		
LFHD	Left Front Head	Au-dessus de la tempe avant gauche
RFHD	Right Front Head	Au-dessus de la tempe avant droite
LBHD	Left Back Head	Arrière gauche de la tête, au même niveau que LFHD
RBHD	Right Back Head	Arrière droit de la tête, au même niveau que RFHD
TRONC		
CLAV	Clavicule	Point d'attache entre clavicule et sternum
C7	7^e vertèbre cervicale	Apophyse épineuse de la 7^e vertèbre cervicale
PELVIS		
LASI	Left Anterior Superior Iliac Spine	Epine illiaque antéro-supérieure gauche
RASI	Right Anterior Superior Iliac Spine	Epine illiaque antéro-supérieure droite
SACR	Sacrum	A mi-chemin entre les épines iliaques postéro-supérieures
MEMBRES SUPERIEURS		
LSHO	Left Shoulder	Articulation acromio-claviculaire gauche
RSHO	Right Shoulder	Articulation acromio-claviculaire droite
LELB	Left Elbow	Epicondyle latérale gauche au niveau de l'axe du coude
RELB	Right Elbow	Epicondyle latérale droite au niveau de l'axe du coude
LWRA	Left Wrist A	Poignet gauche côté pouce
RWRA	Right Wrist A	Poignet droit côté pouce
LWRB	Left Wrist B	Poignet gauche côté auriculaire
RWRB	Right Wrist B	Poignet droit côté auriculaire
LFIN	Left Finger	Dos de la main gauche, en-dessous de la tête du deuxième métacarpien
RFIN	Right Finger	Dos de la main droite, en-dessous de la tête du deuxième métacarpien
MEMBRES INFERIEURS		
LKNE	Left Knee	Epicondyle lateral du genou gauche
RKNE	Right Knee	Epicondyle lateral du genou droit
LANK	Left Ankle	Malléole latérale de la cheville gauche
RANK	Right Ankle	Malléole latérale de la cheville droite
LTOE	Left Toe	Deuxième tête métatarsienne de l'orteil gauche
RTOE	Right Toe	Deuxième tête métatarsienne de l'orteil droit
LHEE	Left Hee	Calcanéum du talon gauche à même hauteur que LTOE
RHEE	Right Hee	Calcanéum du talon droit à même hauteur que RTOE

TABLE 4.3 – Correspondance entre les marqueurs finaux du modèle réduit articulaire de Dempster et les marqueurs initiaux placés sur le corps des violoncellistes et l'instrument. Cette correspondance est illustrée figure 4.7(b).

Marqueurs finaux (Dempster)	**Marqueurs initiaux (Mocap)**	**Nature de la correspondance**
MODELE DE DEMPSTER		
A (root)	LASI-RASI-SACR	Centre des 3 marqueurs de pelvis
B (rhip)	RASI	Identique
C (rknee)	RKNE	Identique
D (rankle)	RANK	Identique
E (rtoe)	RHEE-RTOE	Point-milieu des 2 marqueurs plantaires droit
F (lhip)	LASI	Identique
G (lknee)	LKNE	Identique
H (lankle)	LANK	Identique
I (ltoe)	LHEE-LTOE	Point-milieu des 2 marqueurs plantaires gauche
J (midtorso)	CLAV-C7-LASI-RASI-SACR	Point-milieu entre le milieu de l'axe [sternum-C7] et le centre des 3 marqueurs de pelvis (A)
K (neck)	C7	Identique
L (head)	LFHD-RFHD-RBHD-LBHD	Centre des 4 marqueurs de tête
M (rshoulder)	RSHO	Identique
N (relbow)	RELB	Identique
O (rwrist)	RWRA-RWRB	Point-milieu des 2 marqueurs de poignet droit
P (rfin)	RFIN	Identique
Q (lshoulder)	LSHO	Identique
R (lelbow)	LELB	Identique
S (lwrist)	LWRA-LWRB	Point-milieu des 2 marqueurs de poignet gauche
T (lfin)	LFIN	Identique
INSTRUMENT		
a (vhd)	VHD	Identique
b (vhg)	VHG	Identique
c (vbd)	VBD	Identique
d (vbg)	VBG	Identique
e (cordier)	CORDIER	Identique
f (sillet)	SILLET	Identique
g (talong)	TALONG	Identique
h (talond)	TALOND	Identique
i (pointe)	POINTE	Identique

Troisième partie

Influence posturale du violoncelliste sur son équilibre et le phrasé musical

Chapitre 5

Posture et mouvements corporels

Sommaire

5.1 Contexte de l'étude . . . 109
5.2 Caractérisation globale de la posture . . . 110
5.2.1 Fonctionnement de la plateforme . . . 110
5.2.2 Calcul du centre de Pression (COP) . . . 111
5.2.3 Descripteurs posturaux liés au COP . . . 112
5.2.4 Influence des contraintes posturales sur le COP . . . 114
5.2.5 Discussion . . . 120
5.3 Coordination entre posture et mouvements . . . 122
5.3.1 Définition des chaînes corporelles . . . 122
5.3.2 Descripteur de contribution segmentale au COP . . . 123
5.3.3 Influence des contraintes posturales sur la contribution segmentale au COP . . . 127

Ce chapitre constitue le point de départ de notre investigation. Nous y analysons des données de posture générale traitées depuis la plateforme de force, et observons de quelle manière elles reflètent les éléments de mouvement de la chaîne focale (geste instrumental d'archet) et posturale (geste ancillaire du tronc, c'est-à-dire du buste et de la tête) des violoncellistes. Les données de posture globale d'un musicien présentent l'avantage de pouvoir caractériser son équilibre sous les différents types de conditions posturales (cf section 5.2). Le lien au mouvement est effectué par une étude de coordination entre les périodicités des oscillations posturales globales et celles extraites des trajectoires cinématiques instrumentale ou ancillaire (cf section 5.3). Dans le contexte de l'incarnation musicale, ces informations permettront au chapitre 6 d'explorer l'encodage de la structure métrique dans les mouvements des musiciens, pour finalement caractériser l'expressivité rythmique proprement dite liée à la qualité du phrasé musical.

5.1 Contexte de l'étude

L'étude conduite dans cette partie est basée sur une ***analyse extrinsèque*** [Bianco 2009], c'est-à-dire l'analyse d'une séquence musicale de plusieurs notes. En raison de la quantité de données à pré-traiter pour effectuer cette analyse (cf chapitre 4), nous avons dû faire des choix et sélectionner une partie de la partition expérimentale, sur laquelle les violoncellistes ont dans l'ensemble produit des différences d'expressivité notables. Que ce soit par l'écoute post-opératoire des enregistrements audio ou le recueil à chaud des impressions des violoncellistes après l'expérience, notre choix d'analyse s'est porté sur la Partie 4 de la partition, à priori la plus délicate à gérer sous les contraintes posturales. Cette partie, rappelée figure 5.1 est en effet difficile sur le plan rythmique, avec des successions de double-croches pointées triples, mais également sur le plan moteur, où la gestion des motifs de notes disjointes nécessite une bonne maîtrise de l'archet, tout comme un bon équilibre de main gauche. Par ailleurs et pour les mêmes raisons de volumétrie expérimentale, nous avons porté notre attention uniquement sur les prises à tempo lent (45 bpm). Au final, le contenu du plan expérimental a donc été réduit à 24 prises pour

chaque violoncelliste, soit 6 prises (2 modes d'archet × 3 répétitions) par session posturale (4 conditions posturales).

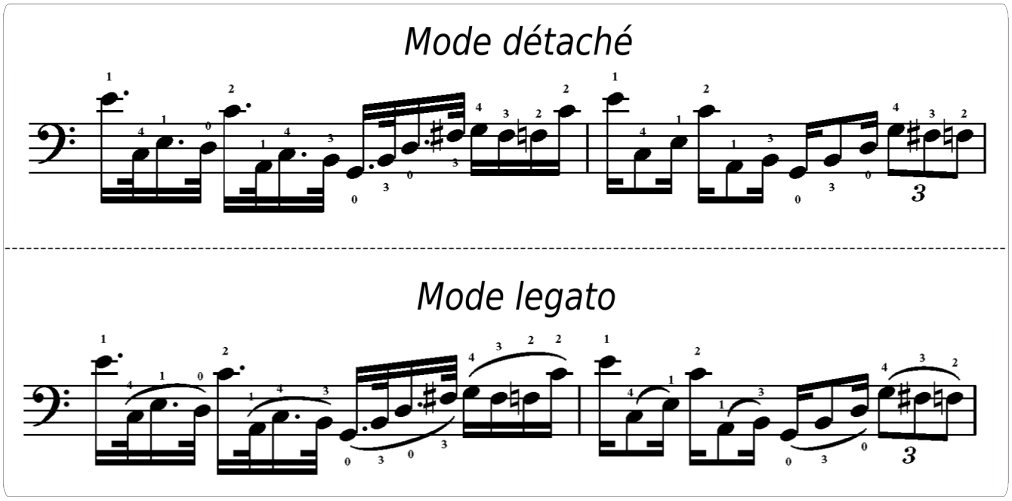


FIGURE 5.1 – La Partie 4 : Séquence de la partition retenue pour l'étude

5.2 Caractérisation globale de la posture

Pour étudier l'influence globale des contraintes expérimentales sur la posture des musiciens (et les caractéristiques acoustiques produites par le violoncelle), une première étape consiste à s'intéresser aux données fournies par la plateforme de force, sur laquelle le musicien et son instrument sont positionnés. Ces données permettent en effet de reconstruire la trajectoire parcourue par le centre de pression (COP) du système {musicien-instrument}, pour ensuite en extraire plusieurs descripteurs du déplacement postural global[1]. Certains de ces descripteurs sont utiles pour discriminer l'effet des conditions posturales sur l'équilibre pendant les mouvements des violoncellistes.

5.2.1 Fonctionnement de la plateforme

La plateforme de force AMTI utilisée dans l'expérience est un outil d'analyse dynamométrique, c'est-à-dire un instrument mesurant les forces de réaction externes qui s'exercent sur elle [Rougier 2008]. Sa structure rigide est fixée statiquement au sol et se compose de trois plaques métalliques. Celle du milieu contient quatre capteurs de force triaxiaux, qui permettent la mesure des composantes du vecteur force total 3D, le GRF (*Ground Reaction Force*), résultant de la somme des forces appliquées par les objets sur la surface de plateforme.

Dans notre cas, deux "objets" mouvants interagissent sur la plateforme, le violoncelliste assis sur sa chaise et l'instrument. Le GRF correspond donc au vecteur force 3D résultant de la somme des efforts appliqués par ce système {musicien-violoncelle} sur la surface de la plateforme. Les coordonnées du vecteur force GRF (x, y, z) sont exprimées par rapport au PRS (*Plate Reference System*), l'origine du référentiel plateforme. Ce PRS se situe au centre de la surface de contact et légèrement en-dessous à une distance (z_0) fixée par le fabricant. La figure 5.2(a) illustre l'emplacement du PRS, ainsi que les six signaux

1. Des éléments de cette étude font l'objet d'un chapitre d'ouvrage [Rozé 2016]

analogiques délivrés en sortie de plateforme. Ces derniers représentent les composantes orthogonales du vecteur force GRF (F_x, F_y, F_z) dans les trois dimensions indiquées par les axes X, Y, Z du référentiel de la plaque, et ses trois composantes de moment (M_x, M_y, M_z) autour des mêmes axes. Les six informations de plateforme permettent donc de caractériser la perturbation liée au mouvement, selon deux facteurs : un *facteur linéaire* correspondant à la résultante des forces, et un autre *facteur rotationnel* correspondant à leur moment résultant [Bouisset 1987].

Dans [Bouisset 1991], il est montré que les ajustements posturaux (APAs, CPAs...), décrits à la section 2.8.9, sont très sensibles à ces composantes linéaires et rotationnelles de forces induites par le mouvement. On peut donc considérer les variations d'efforts transmis à la plate-forme comme l'expression plus ou moins prononcée des ajustements posturaux nécessaires au mouvement. Cela nous permet ici d'estimer la proportion de déstabilisation ou de déséquilibre global engendré lors du jeu de chaque violoncelliste dans les quatre conditions posturales.

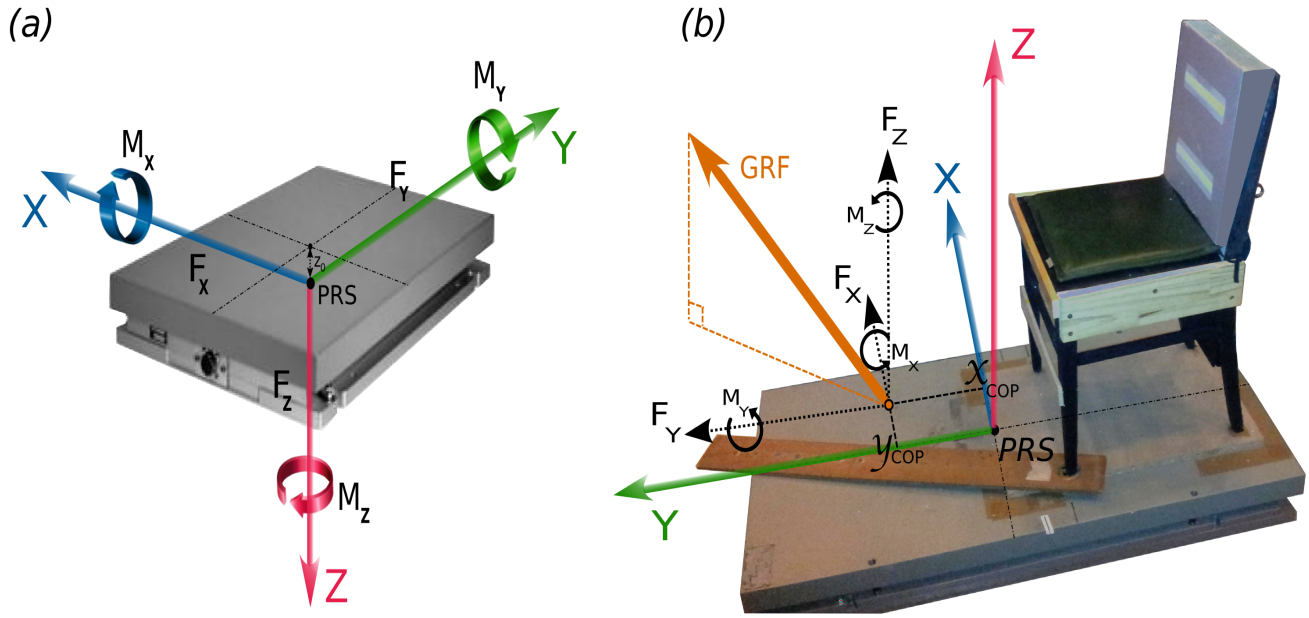


FIGURE 5.2 – Plateforme de force. **(a)** Forces et moments délivrés par la plateforme dans son référentiel d'origine PRS. **(b)** Estimation des coordonnées du centre de pression (COP) au point d'application du vecteur tridimensionnel GRF (*Ground Reaction Force*) résultant des forces appliquées en surface. Le COP est calculé après conversion des forces et des moments dans le référentiel du système de capture de mouvement centré au référentiel PRS.

5.2.2 Calcul du centre de Pression (COP)

A partir des composantes de forces et moments collectées, il est très courant de calculer une estimation de la trajectoire du point d'application du GRF sur la surface extérieure de la plaque [Shimba 1984]. On nomme ce point d'application le centre de pression ou COP (*Center Of Pressure*). Il s'agit d'un indicateur classique utilisé pour quantifier la stabilité posturale du système d'objets sur la surface de la plateforme [Prieto 1996]. Comme illustré à la figure 5.2(b), les coordonnées spatiales du COP (x_{cop}, y_{cop}) sont exprimées dans le référentiel d'axes du système de capture du mouvement (mocap) centré sur la plateforme. L'opération de passage du référentiel plateforme à un référentiel mocap de même origine, nécessite une transformation préalable des données de force et moment par une matrice de rotation de

180° autour de l'axe X :

$$\begin{bmatrix} F_x & F_y & F_z \\ ... & ... & ... \\ ... & ... & ... \\ ... & ... & ... \\ ... & ... & ... \end{bmatrix}_{mocap} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} F_x & F_y & F_z \\ ... & ... & ... \\ ... & ... & ... \\ ... & ... & ... \\ ... & ... & ... \end{bmatrix}_{PRS} \tag{5.1}$$

$$\begin{bmatrix} M_x & M_y & M_z \\ ... & ... & ... \\ ... & ... & ... \\ ... & ... & ... \\ ... & ... & ... \end{bmatrix}_{mocap} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} M_x & M_y & M_z \\ ... & ... & ... \\ ... & ... & ... \\ ... & ... & ... \\ ... & ... & ... \end{bmatrix}_{PRS} \tag{5.2}$$

En utilisant la deuxième loi de Newton qui régit l'équilibre des forces et moments appliqués à un corps, on peut écrire les équations d'équilibre des moments en x et en y autour des axes X et Y respectivement :

$$\begin{cases} M_x = F_z \times y_{cop} - F_y \times z_0 \\ M_y = -F_z \times x_{cop} + F_x \times z_0 \end{cases}$$

où z_0 est la hauteur du centre de la plateforme, qui ne se situe pas exactement à sa surface. $z_0 = -56.827$ mm pour notre modèle de plateforme.

De là, on en déduit les coordonnées de l'emplacement du centre de pression (COP) sur la plateforme :

$$\begin{cases} x_{cop} = \dfrac{F_x \times z_0 - M_y}{F_z} \\ y_{cop} = \dfrac{F_y \times z_0 + M_x}{F_z} \end{cases}$$

5.2.3 Descripteurs posturaux liés au COP

L'information de trajectoire décrite par les positions du COP (x_{cop}, y_{cop}) au cours du temps, permet d'inférer des caractéristiques géométriques globales pour les oscillations posturales. Dans notre étude, la trajectoire du COP à la surface de la plateforme est calculée sur la durée de la séquence musicale sélectionnée (la Partie 4 de la partition). Une fois lissée par filtrage passe-bas (Butterworth d'ordre 2), elle présente généralement la forme d'un spaghetti entortillé, comme illustré à la figure 5.3. Ce spaghetti reflète les oscillations posturales correspondant aux déplacements globaux du système {violoncelliste-instrument}.

Une méthode couramment utilisée en analyse posturale consiste à estimer l'ellipse englobant 95% des points de la trajectoire du COP. Plusieurs descripteurs posturaux peuvent ensuite être extraits à partir des caractéristiques géométriques de cette ellipse de confiance.

5.2.3.1 Aire de l'ellipse du COP

Le descripteur postural global le plus important est la surface engendrée par le déplacement du COP. L'ellipse de confiance englobant 95% des points du COP permet d'obtenir une estimation de cette aire, et donc de quantifier l'amplitude des oscillations posturales du système {violoncelliste-instrument}. On calcule l'aire de l'ellipse de façon classique :

$$\text{aire} = \pi \times a \times b \tag{5.3}$$

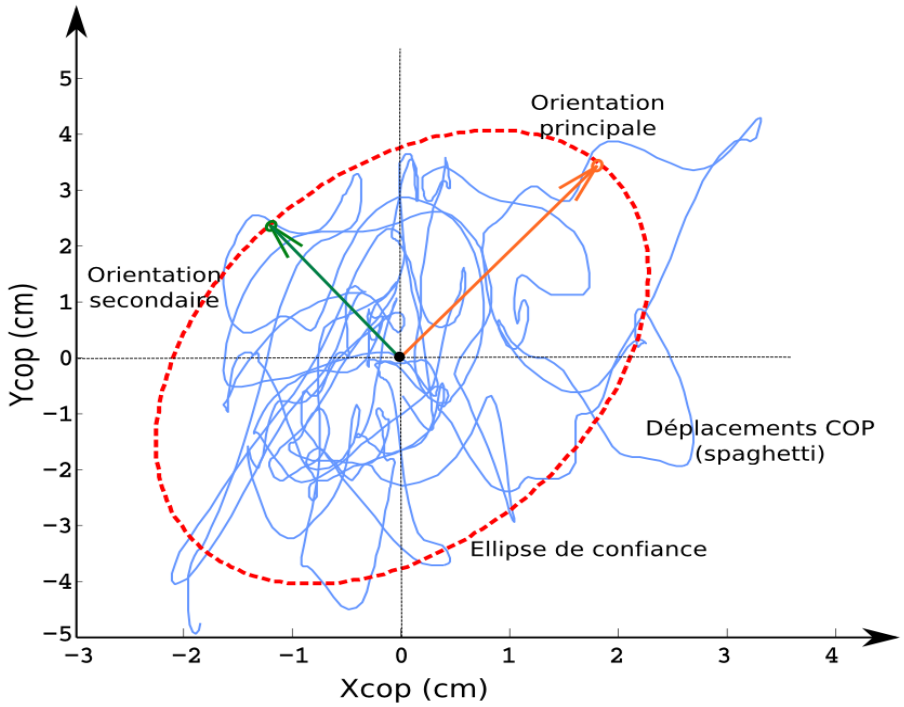


FIGURE 5.3 – Trajectoire décrite par les déplacements du centre de pression (COP) sur la plateforme de force. La prise correspond à l'exécution de la partie 4 par un violoncelliste en situation de jeu naturelle. L'ellipse circonscrivant ces oscillations posturales est estimée avec un intervalle de confiance de 95%.

où a, b sont respectivement les demi-grand axe et demi-petit axe de l'ellipse.

Les évolutions de ce descripteur en fonction des contraintes posturales sont intéressantes pour comprendre comment les musiciens y ont réagi physiquement, et s'ils ont globalement mis en oeuvre des stratégies de compensation ou synergies différentes de la normale.

5.2.3.2 Orientation de l'ellipse du COP

L'orientation de l'ellipse du COP peut aussi fournir de bonnes indications quant aux effets des contraintes posturales sur une réorientation du déplacement postural global. Les deux principales orientations du mouvement postural correspondent géométriquement aux deux demi-axes de l'ellipse de confiance.

On calcule ces deux orientations à l'aide d'une régression par composantes principales effectuée sur les coordonnées centrées du COP. Les deux composantes principales obtenues représentent les angles trigonométriques des demi-grand axe et demi-petit axe de l'ellipse. La première composante, l'angle du demi-grand axe, est utilisée pour qualifier la direction privilégiée du déplacement postural.

5.2.3.3 Excentricité de l'ellipse du COP

Les longueurs des demi-grand axe et demi-petit axe d'ellipse fournissent une information d'intensité complémentaire aux orientations principales et secondaires de déplacement respectives. En effet, le rapport entre ces deux longueurs peut permettre de juger si l'intensité du déplacement postural se produit plutôt dans le plan frontal (axe medio-latéral, droite-gauche) ou dans le plan sagittal (axe antéro-postérieur, avant-arrière) du musicien.

On calcule l'information d'intensité du déplacement postural selon chaque axe, à partir de la formule d'excentricité de l'ellipse. L'excentricité est basée sur le rapport entre les demi-grand axe et demi-petit axe, et informe de l'aspect circulaire ou aplati de l'ellipse :

$$e = \sqrt{1 - \frac{b^2}{a^2}} \tag{5.4}$$

où a, b sont respectivement les demi-grand axe et demi-petit axe de l'ellipse.

- Si $e \simeq 0$, la forme d'ellipse est quasiment circulaire.
- Si $e \simeq 1$, la forme d'ellipse est très aplatie et s'approche d'une ligne droite.

5.2.4 Influence des contraintes posturales sur le COP

5.2.4.1 Construction et représentation d'ellipses COP moyennes

Pour observer les caractéristiques géométriques des déplacements posturaux des violoncellistes par condition posturale et par mode d'archet, on représente à la figure 5.4 leurs ellipses moyennes, construites sur la base des trois descripteurs identifiés. Cela donne ainsi 8 ellipses COP moyennes (4 conditions posturales × 2 modes d'archet) par musicien.

Une ellipse posturale moyenne se construit avec la connaissance des 2 demi-axes $[a, b]$ et de l'orientation θ, moyennés sur les 3 répétitions du même violoncelliste, pour chaque combinaison de condition posturale et de mode d'archet. Connaissant la longueur des 2 demi-axes, on utilise les équations paramétriques d'ellipse pour obtenir les coordonnées de ses points dans le plan de la plateforme :

$$Z(t) = \begin{cases} x(t) = a \times cos(t) \\ y(t) = b \times sin(t) \end{cases}$$

où $[x, y]$ sont les coordonnées des points définissant l'ellipse, $[a, b]$ sont les 2 demi-axes définis sur x et y respectivement, et t est un paramètre variant de 0 à 2π radians. Pour orienter l'ellipse selon une certain angle θ, on effectue le produit matriciel entre ses équations paramétriques et une matrice de rotation $R(\theta) = \begin{bmatrix} cos(\theta) & -sin(\theta) \\ +sin(\theta) & cos(\theta) \end{bmatrix}$:

$$Z'(t) = \begin{cases} x(t) = a \times cos(t).cos(\theta) - b \times sin(t).sin(\theta) \\ y(t) = a \times cos(t).sin(\theta) + b \times sin(t).cos(\theta) \end{cases}$$

5.2.4.2 Démarche d'analyses statistiques

Notre démarche d'analyse consiste ici à quantifier l'effet des conditions posturales sur les trois descripteurs posturaux mis en évidence, afin de caractériser les changements d'équilibre qu'elles occasionnent sur les violoncellistes. Ces effets sont également explorés au regard du mode de jeu à l'archet, qui est un paramètre structurel de la partition. Par rapport au contexte de l'étude décrit section 5.1, l'analyse des descripteurs s'effectue donc selon 2 facteurs intra-sujets spécifiques :

- La condition posturale à 4 modalités : Normal (N), Mentale (SM), Immobilisation torse (SC), Immobilisation torse et tête (SCH).
- Le mode d'archet à 2 modalités : *détaché* et *legato*.

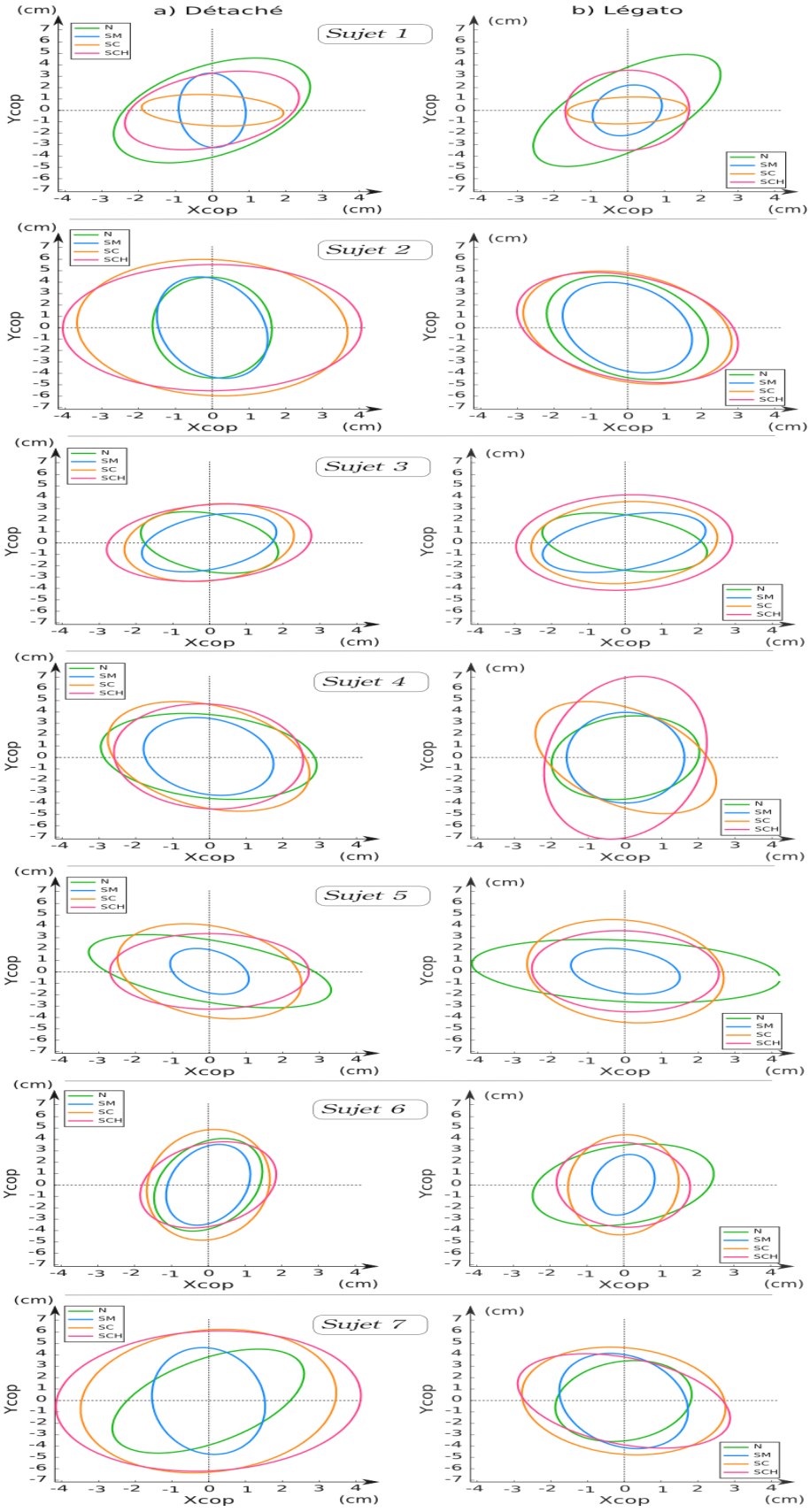


FIGURE 5.4 – Ellipses posturales moyennes des déplacements du COP sur la Partie 4 de partition, calculées pour chaque sujet à l'aide des équations paramétriques, en fonction des facteurs mode d'archet et condition posturale. **(a)** Mode *détaché*. **(b)** Mode *legato*.

Pour chaque descripteur, on présentera dans un premier temps les tendances d'évolution intra-sujets en fonction des 2 facteurs [Posture-Mode]. Cela s'effectue en moyennant le descripteur sur les 3 répétitions d'un violoncelliste appartenant au même contexte de facteurs [Posture-Mode]. On obtient ainsi pour chaque violoncelliste 8 valeurs moyennes du même descripteur correspondant aux 8 combinaisons de facteurs (4 conditions posturales × 2 modes d'archet). Les écarts-types associés à chaque valeur moyenne permettent de savoir si le violoncelliste a été reproductible au travers de ses 3 répétitions.

Dans un deuxième temps, on cherche à savoir si ces tendances d'évolution sont stables inter-sujets pour chaque combinaison de facteurs, et s'il existe éventuellement des effets d'interaction entre ces facteurs. Cela se réalise classiquement par une analyse de variance (ANOVA) à 2 facteurs [Posture-Mode], conduite sur chaque descripteur du COP. Les résultats fournis par l'ANOVA permettent de dire s'il est possible de discriminer significativement les moyennes d'un descripteur par mode d'archet, par condition posturale ou par combinaison des 2 facteurs. L'ANOVA s'effectue dans un plan à 7 mesures répétées pour prendre en compte la variabilité inter-sujets du descripteur. Lorsque des différences significatives apparaissent ($p < 0.05$), des tests post-hoc du type LSD (*Least Significant Difference*) sont menées pour localiser les combinaisons de facteurs discriminantes.

5.2.4.3 Influence des contraintes sur l'aire d'ellipse COP

Tendances intra-sujets Sur la figure 5.5(a), nous représentons les aires moyennes de déplacement postural pour chaque violoncelliste, en fonction des combinaison de facteurs [Posture-Mode]. Une tendance globale semble nettement se profiler au travers des conditions posturales, et ce quel que soit le mode d'archet : la baisse des aires posturales d'ellipse en situation d'immobilisation mentale, et l'augmentation de ces dernières dans les situations d'immobilisation physiques partielle (par le buste) et complète (par le buste et la tête).

Tendances inter-sujets L'ANOVA à 2 facteurs réalisée sur ces aires d'ellipse moyennes semble confirmer cette tendance. Sur la figure 5.5(b), on voit qu'effectivement le facteur condition posturale est significatif quel que soit le mode d'archet ($F_{3,18} = 8.14; p < 0.05^{**}$). L'effet croisé entre les facteurs n'est pas significatif.

La figure 5.5(b1) détaille les résultats des tests post-hoc LSD sur le facteur de condition posturale quel que soit le mode d'archet. On peut se rendre compte qu'il existe en réalité deux effets globalement significatifs : Le premier est une différence d'aire entre la situation naturelle (N=25 cm^2) et les situations d'immobilisation mentale (SM=15 cm^2) et complète (SCH=38 cm^2). Le deuxième sépare la contrainte mentale (SM=15 cm^2) des contraintes d'immobilisation physiques (SC=35 cm^2, SCH=38 cm^2).

Les tests post-hoc LSD réalisés en croisant les 2 facteurs [Posture-Mode], sont observables sur la figure 5.5(b2) et révèlent une influence du mode d'archet *détaché* plus grande que le mode *legato* dans certaines conditions posturales. En effet, pour le mode d'archet *détaché*, l'aire COP moyenne est significativement plus petite dans la situation naturelle que dans les conditions d'immobilisation physiques (N=25 cm^2, SC=38 cm^2, SCH=42 cm^2), alors que cela n'est pas le cas pour le mode *legato* (N=25 cm^2, SC=30 cm^2, SCH=32 cm^2).

5.2.4.4 Influence des contraintes sur l'orientation d'ellipse COP

Tendances intra-sujets Les orientations moyennes de déplacement postural pour chaque violoncelliste, sont représentées à la figure 5.6, en fonction des combinaison de facteurs [Posture-Mode]. Contrairement à ce qui se passait pour les aires, il n'y a pas de tendances qui se dégage nettement. On peut remarquer que deux violoncellistes notamment (les sujets 3 et 5) ont une orientation posturale natu-

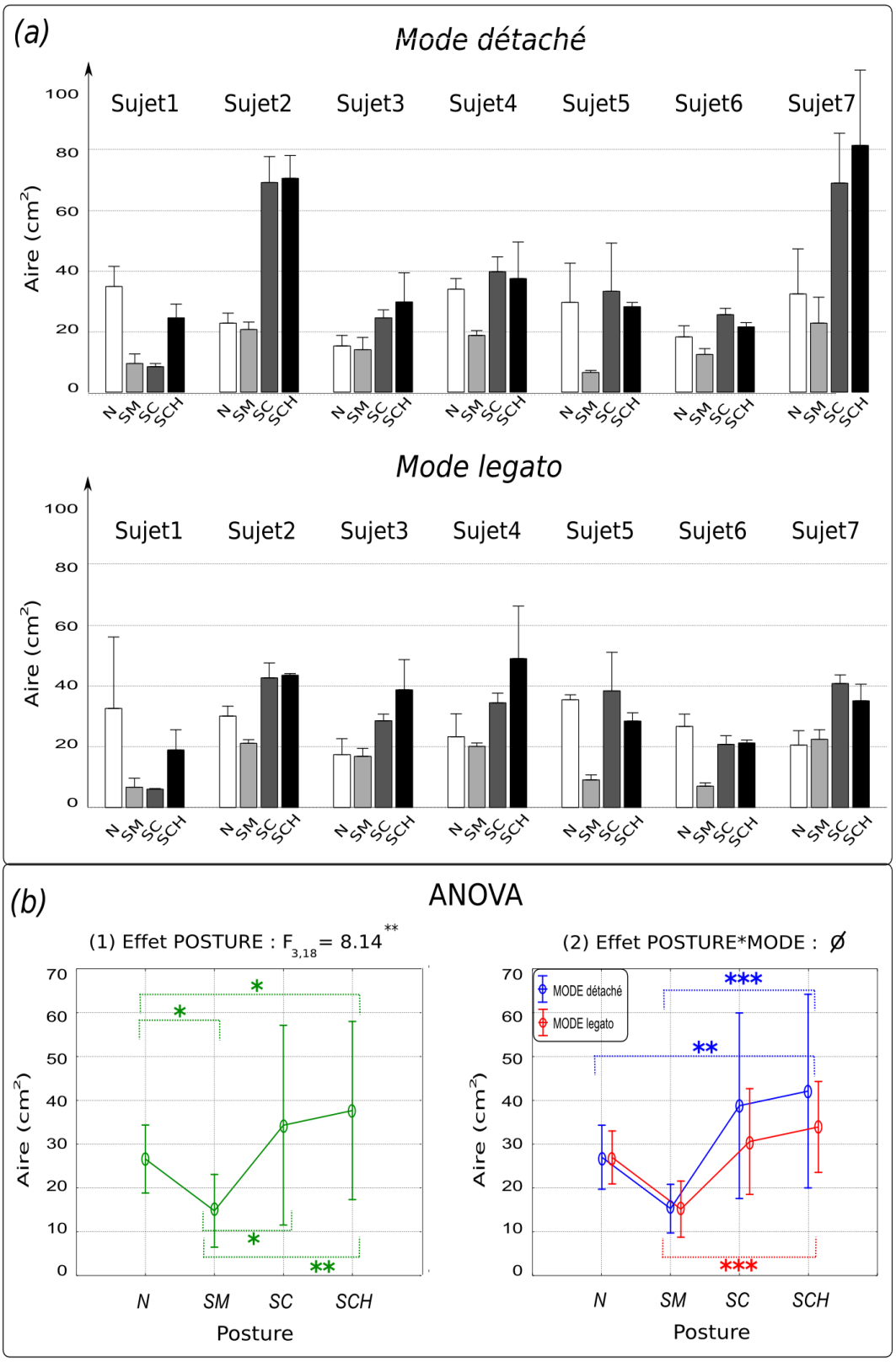


FIGURE 5.5 – Aires moyennes des ellipses circonscrivant les déplacements du COP sur la Partie 4 de partition, en fonction des facteurs condition posturale et mode d'archet. **(a)** Aires des ellipses intra-sujets. **(b)** ANOVA sur les aires moyennes d'ellipses inter-sujets. Cette ANOVA contient 2 facteurs [Posture-Mode] et est effectuée par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes.

relle plus medio-latérale ($> 100°$) que les autres, et que les contraintes ont pour effet de les réorienter sagittalement (autour de 90°).

Tendances inter-sujets L'ANOVA confirme qu'il n'y a pas d'effets liés à l'orientation posturale pure, que ce soit au niveau du facteur mode d'archet, condition posturale, ou le croisement des deux.

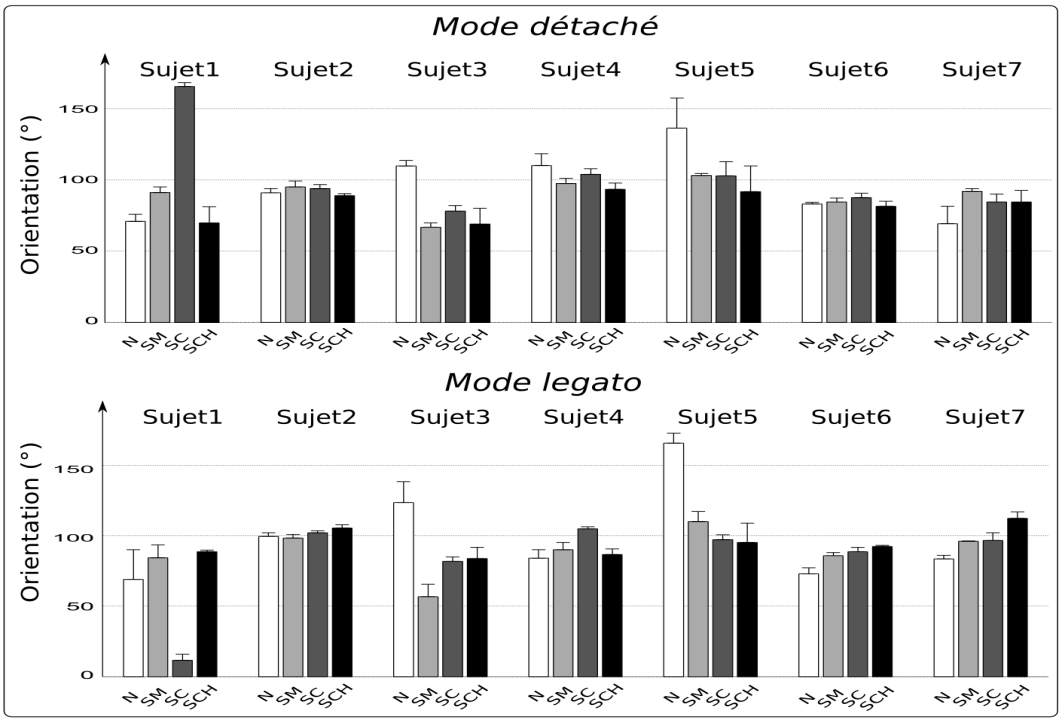


FIGURE 5.6 – Orientations moyennes des ellipses circonscrivant les déplacements COP sur la Partie 4 de partition, en fonction des facteurs mode d'archet et condition posturale. Les tendances moyennes sont présentées intra-sujets, c'est-à-dire pour chaque violoncelliste.

5.2.4.5 Influence des contraintes sur l'excentricité d'ellipse COP

Tendances intra-sujets Sur la figure 5.7(a), nous représentons les excentricités moyennes des ellipses COP pour chaque violoncelliste, en fonction des combinaisons de facteurs [Posture-Mode]. Une nette tendance apparait sur presque tous les sujets au travers des conditions posturales, et ce quel que soit le mode d'archet. En effet, les excentricités moyennes d'ellipses semblent diminuer avec la contrainte, correspondant ainsi à un arrondissement des zones de déplacement postural.

Tendances inter-sujets L'ANOVA à 2 facteurs réalisée sur ces excentricités moyennes d'ellipse semblent confirmer cette tendance. Sur la figure 5.7(b), on voit qu'effectivement le facteur condition posturale est significatif quel que soit le mode d'archet ($F_{3,18} = 5.048; p < 0.05^{*}$). L'effet du croisement des facteurs Posture et Mode d'archet est également significatif ($F_{3,18} = 6.016; p < 0.05^{**}$).

La figure 5.7(b1) détaille les résultats des tests post-hoc LSD sur le facteur de condition posturale quel que soit le mode d'archet. Comme pour les aires, on peut se rendre compte qu'il existe en réalité deux effets globalement significatifs : Le premier est une différence d'excentricité entre la situation naturelle (N=0.83)

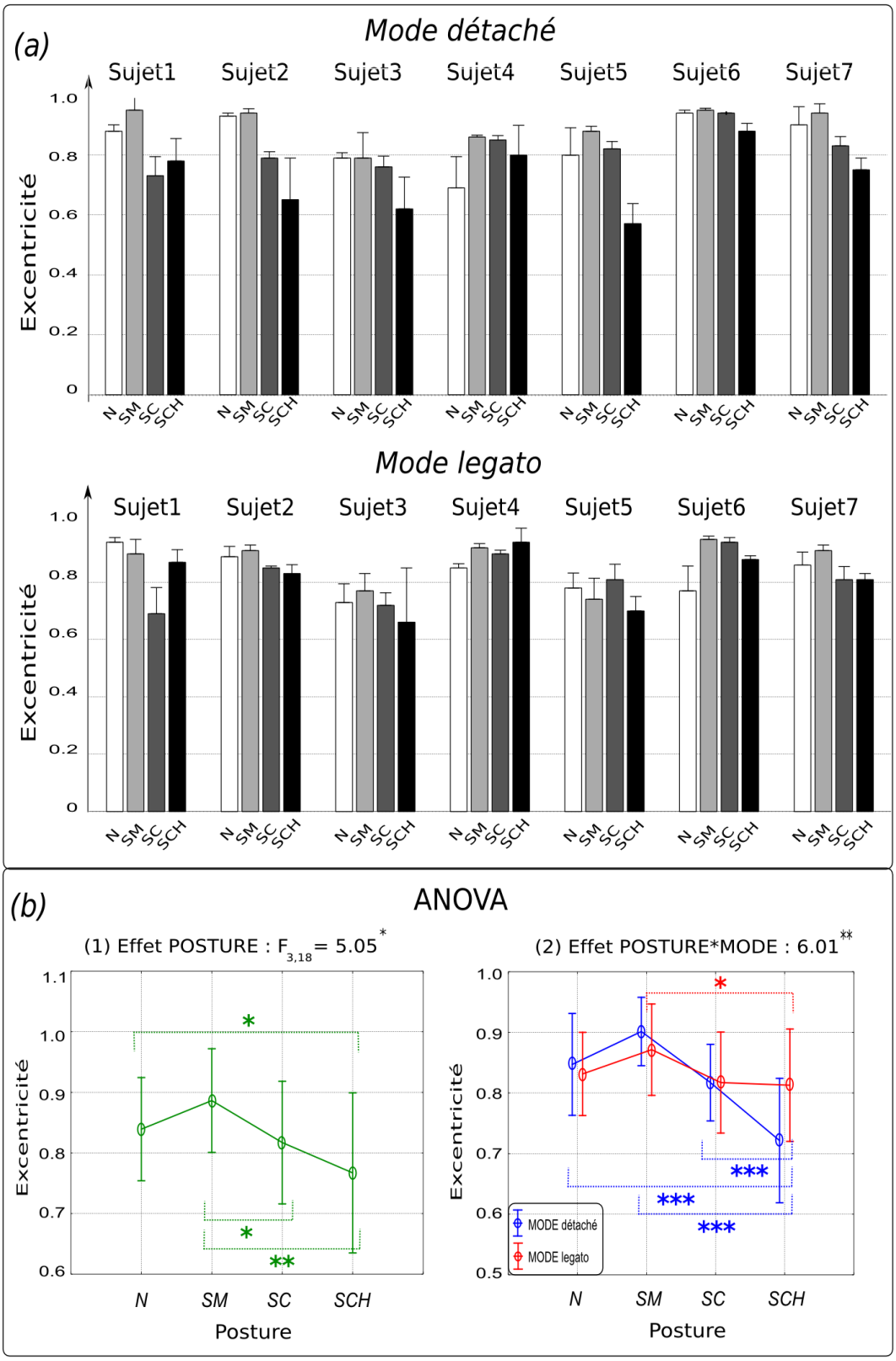


FIGURE 5.7 – Excentricités moyennes des ellipses circonscrivant les déplacements COP sur la Partie 4 de partition, en fonction des facteurs mode d'archet et condition posturale. **(a)** Excentricités d'ellipses intra-sujets. **(b)** ANOVA sur les excentricités moyennes d'ellipses inter-sujets. Cette ANOVA contient 2 facteurs [Posture-Mode] et est effectuée par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes.

et la situation d'immobilisation physique complète (SCH=0.77). Le deuxième sépare la contrainte mentale (SM=0.88) des contraintes d'immobilisation physiques (SC=0.81, SCH=0.77).

Les tests post-hoc LSD réalisés en croisant les 2 facteurs [Posture-Mode] sont observables figure 5.7(b2), et révèlent clairement une influence du mode d'archet *détaché* plus grande que le mode *legato* dans certaines conditions posturales. En effet, pour le mode d'archet *détaché*, l'excentricité moyenne est significativement plus petite dans la condition d'immobilisation physique complète (SCH=0.71), que dans toutes les autres situations (N=0.85, SM=0.9, SC=0.82), alors que cela n'est pas le cas pour le mode *legato* (N=0.83, SM=0.87, SC=0.82, SCH=0.81).

5.2.5 Discussion

La figure 5.4 révèle qu'en dépit de certaines disparités entre les ellipses posturales moyennes $Z'(t)$ des violoncellistes (cf section 5.2.4.1), on retrouve des caractéristiques partagées en terme de taille et de forme d'ellipse pour les différentes combinaisons de facteurs [Posture-Mode], cohérentes avec les analyses statistiques effectuées sur les descripteurs d'aire et d'excentricité respectivement. Ces analyses sont d'ailleurs intéressantes, car elles montrent que les contraintes expérimentales ont significativement altéré les mouvements posturaux naturels globaux des violoncellistes : le nuage de points associé aux trajectoires du centre de pression COP ne possède plus les mêmes propriétés naturelles. Deux paramètres essentiels de l'ellipse englobant 95% des points du COP semblent avoir significativement changé sous la contrainte : l'aire et l'excentricité.

5.2.5.1 Sur les aires d'ellipses moyennes

Concernant les aires moyennes de déplacement postural, on observe effectivement sur la figure 5.4 des variations opposées en général pour les situations d'immobilisation mentale et physiques, cohérentes avec les résultats d'analyse statistique.

Tout d'abord, en condition d'immobilisation mentale, les aires d'ellipses posturales sont significativement plus faibles qu'en situation naturelle. Cela signifie que la majorité des musiciens sont en général bien parvenus à respecter la consigne quel que soit le mode d'archet. Aucun violoncelliste n'a cependant réussi à s'immobiliser complètement (les aires sont petites mais non nulles). On peut donc supposer que la quantité de mouvements restante dans cette condition posturale était absolument nécessaire pour la bonne exécution du geste instrumental d'archet et les caractéristiques de la production sonore. Ces résultats sont en phase avec les études de mouvements ancillaires des clarinettistes ([Wanderley 2002, Wanderley 2005]).

Ensuite, les conditions d'immobilisation physiques partielle (par le buste) et surtout complète (par le buste et la tête) engendrent de surprenantes augmentations de la taille des ellipses pour la majorité des sujets. Cette vision géométrique de l'effet de taille est cohérente avec les valeurs d'aires significativement plus grandes obtenues dans ce contexte. A première vue, il peut sembler contre-intuitif que la surface couverte par les déplacements posturaux augmente, alors que les violoncellistes sont contraints physiquement dans leurs mouvements ancillaires. En réalité, cela exprime le niveau de gêne éprouvé par les musiciens à produire un jeu correct, et qui reste malgré tout le plus expressif possible. Interrogée sur son inconfort ressenti, une violoncelliste a par exemple exprimé la nécessité de mieux respirer par le ventre afin de compenser la perte de liberté posturale, ce qui correspondrait potentiellement à une adaptation de ses stratégies de jeu habituelles. La technique Alexander appliquée aux violoncellistes fournit des éléments de compréhension supplémentaires : l'interaction naturelle entre un violoncelliste et son instrument est basée sur une force de *résistance latente* au niveau du plexus, qui permet au sujet de rester stable s'il se balance, et d'assurer la bonne coordination de ses mouvements de bras [De Alcantara 2000]. En bloquant le buste du violoncelliste au dossier de la chaise, on casse artificiellement la symbiose instrumentale de ce jeu d'opposition constructive (cf section 2.8.6), et l'instrument se déconnecte en quelque sorte du corps

du musicien. Collé au dossier, le dos est bloqué, ses points d'appui et tonus musculaire s'affaiblissent, ce qui augmente également la charge de travail des membres supérieurs. Cette charge se retransmet à la chaise sous la forme d'une augmentation des amplitudes de déplacement du COP sur la plateforme. L'agrandissement des aires d'ellipses posturales traduirait ainsi plus d'efforts transmis par le corps au support postural, et donc un plus grand déséquilibre entre la part intentionnelle ou *focale* du mouvement liée aux gestes instrumentaux de l'archet, et la part *posturale* du mouvement liée aux gestes ancillaires du tronc [Bouisset 1991]. Les ajustements posturaux étant bloqués, il ne parviennent plus en effet à assurer leur fonction naturelle, à savoir minimiser le déplacement du centre de masse du violoncelliste. On peut ici en déduire que les contraintes posturales physiques, et notamment les blocages combinés du buste et de la tête des musiciens, altèrent leur *capacité posturo-cinétique* à répondre aux perturbations induites par les mouvements de l'archet [Bouisset 1983].

Par ailleurs, les résultats ont montré que le phénomène d'accroissement des aires posturales en situation d'immobilisation physique complète buste et tête était plus important pour le mode d'archet *détaché* que pour le mode *legato*. Ce phénomène pourrait traduire un couplage accru entre les parties instrumentales et ancillaires du corps du musicien, mises en résonance par les coups d'archet plus courts du mode *détaché*. Nous approfondirons cette hypothèse dans la section 5.3.2.3.

5.2.5.2 Sur les excentricités d'ellipses moyennes

Concernant les excentricités moyennes des ellipses posturales, on observe sur la figure 5.4 des variations opposées en général pour les situations d'immobilisation mentale et physiques, cohérentes avec les résultats d'analyse statistique.

Tout d'abord, en condition d'immobilisation mentale, les ellipses posturales ont une forme plus aplatie en moyenne qu'en situation naturelle, ce qui est cohérent avec des excentricités plus fortes. On peut aussi constater que cet aplatissement s'accompagne bien souvent d'une réorientation antéro-postérieure, comme c'est le cas avec les sujets 3 et 5 qui présentent les plus forts déplacements médio-latéraux naturels. Ainsi pour cette contrainte, il subsiste une composante de mouvement sagittale incompressible, dont on peut supposer qu'elle provienne des contraintes du contrôle moteur et plus généralement des mécanismes de coarticulation à l'oeuvre dans l'expression de la structure musicale (cf section 2.6.3).

Ensuite, les conditions d'immobilisation physique partielle (par le buste) et surtout complète (par le buste et la tête) engendrent des ellipses posturales plus rondes en moyenne pour la majorité des sujets. Cette vision géométrique de l'effet de forme est cohérente avec les valeurs d'excentricités significativement plus petites obtenues dans ce contexte. Comme pour les aires d'ellipse, on peut penser que cette tendance est révélatrice du niveau de gêne ressentie et de compensation utilisée par les musiciens pour maintenir leur expressivité musicale. La position bloquée du dos des sujet au dossier de la chaise perturbe leur directivité posturale naturelle. A ce propos, rappelons que nous avons défini section 2.8.7 la *direction primaire* du violoncelliste, comme un alignement de sa tête avec la colonne vertébrale, permettant un étirement optimal du corps vers le haut quels que soient la position ou le mouvement [De Alcantara 2000]. En immobilisant physiquement un violoncelliste, on altère sa direction primaire de tête, et cela se traduit par des ellipses de déplacement du COP plus rondes, moins dirigées sur la plateforme.

Par ailleurs, les résultats ont montré que le phénomène d'arrondissement des ellipses posturales en situation d'immobilisation physique complète était plus significatif pour le mode d'archet *détaché* que pour le mode *legato*. Comme pour les aires, cela pourrait bien être l'expression d'un couplage accru entre certaines parties du corps du musicien, mises en résonance par les coups d'archet plus courts du mode *détaché*.

Un dernier point qu'il convient de noter dans cette étude concerne la symétrie existante entre les évolutions d'aire et d'excentricité d'ellipse le long des différentes conditions posturales. La comparaison

des figures 5.5(b) pour les aires et 5.7(b) pour les excentricités permet de bien s'en rendre compte : en général, dans la situation d'immobilisation mentale (SM), les ellipses décroissent (l'aire diminue) et s'aplatissent (l'excentricité augmente). Inversement dans les situation d'immobilisation physiques (SC et SCH), les ellipses croissent (l'aire augmente) et s'arrondissent (l'excentricité diminue). Pour ces deux descripteurs d'aire et d'excentricité du COP, on obtient aussi des effets plus forts pour le mode d'archet *détaché* que pour le mode *legato*. Néanmoins, la corrélation de Pearson calculée par mode d'archet entre les moyennes de ces descripteurs, ne s'est pas révélée significative. Il s'agit donc là d'une tendance générale observée, mais variant de manière locale pour chaque violoncelliste.

5.3 Coordination entre posture et mouvements

Les informations fournies par les descripteurs d'ellipse du COP permettent une représentation globale du comportement du système {violoncelliste-instrument}, au travers des différentes conditions posturales. On souhaite maintenant estimer la proportion selon laquelle les mouvements ancillaires du tronc d'un violoncelliste contribuent aux oscillations posturales du COP sur la plateforme, afin de jauger de leur importance par rapport aux gestes instrumentaux de l'archet.

5.3.1 Définition des chaînes corporelles

Les oscillations décrites par le COP sont une résultante de l'ensemble des efforts exercés sur la plateforme par les segments corporels du musicien ainsi que de son instrument. On peut regrouper ces segments selon cinq parties ou *chaînes* corporelles (tronc, 2 bras, 2 jambes), car elles ne sont pas affectées aux mêmes tâches par le programme moteur du violoncelliste. Comme expliqué section 2.4.1.2, les segments des bras droit et gauche des musiciens constituent la catégorie des gestes instrumentaux. Et notamment, la fonction d'*exécution* du bras droit maniant l'archet collabore avec la fonction de *modification* du bras gauche qui sélectionne et fait vibrer les notes [Cadoz 2000]. Les parties segmentales de tronc, jambes droite et gauche font quant à eux partie de la catégorie des gestes ancillaires, potentiellement accompagnateurs des gestes instrumentaux.

Dans le cadre de notre étude, on choisit le tronc des violoncellistes pour caractériser la part de gestes ancillaires, car selon selon la définition de *direction primaire* donnée par [Alexander 1955], l'orientation de la tête, du cou et du haut du dos est primordiale dans la réalisation du mouvement. C'est aussi au niveau du tronc que les mouvements posturaux sont les plus visibles. Le bras droit tenant l'archet est quant à lui choisi pour caractériser la part de geste instrumental, car c'est lui qui rend la production du son effective. Comme illustré figure 5.8, nous postulons donc que les déplacements posturaux globaux du COP peuvent s'expliquer essentiellement par les mouvements du tronc (ancillaires) et du bras droit maniant l'archet (instrumentaux). Cela nous amène, comme dans beaucoup d'études sur les relations entre posture et mouvement, à décomposer l'action motrice en deux chaînes (cf section 2.8.3.2) :

- ***Chaîne posturale*** : Cette chaîne est constituée des segments propres au support postural du mouvement étudié [Bouisset 1991], en l'occurrence le tronc dans notre cas. Elle se compose des marqueurs ancillaires du buste (*midtorso*), du cou (*neck*) et de la tête (*head*).
- ***Chaîne focale*** : Cette chaîne est constituée des segments du membre mobilisé volontairement [Bouisset 1991], en l'occurrence le bras droit tenant l'archet dans notre cas. Elle se compose des marqueurs instrumentaux d'épaule (*rshoulder*), de coude (*relbow*), de poignet (*rwrist*), de main (*rfin*), ainsi que des marqueurs de talon (*talong*, *talond*) et de pointe d'archet (*pointe*).

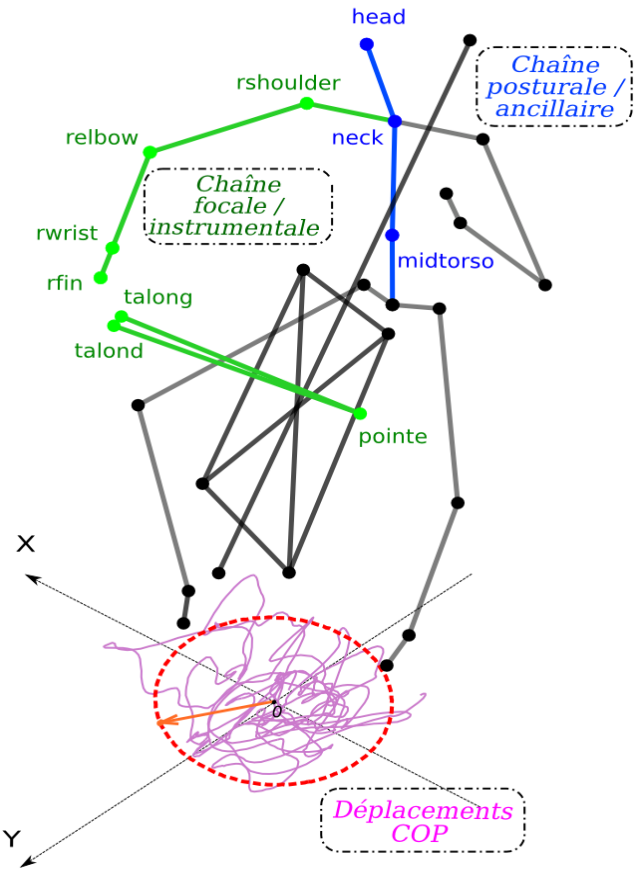


FIGURE 5.8 – Contributions relatives du geste ancillaire (chaîne posturale du tronc) et du geste instrumental (chaîne focale du bras droit et archet) dans les déplacements posturaux de COP sur la plateforme.

5.3.2 Descripteur de contribution segmentale au COP

5.3.2.1 Méthode fréquentielle par calcul des périodicités

On procède à une analyse descriptive des mouvements, pour mesurer la contribution des types de gestes - instrumentaux et ancillaires - sur les déplacements du COP. D'après [Cadoz 2000], une mesure de mouvement peut s'effectuer selon trois critères :

- *Cinématique* : C'est une analyse des vitesses/accélérations de mouvement.
- *Spatial* : C'est un calcul de la taille de l'espace occupé par le mouvement.
- *Fréquentiel* : C'est une décomposition du mouvement selon son contenu fréquentiel, généralement entre quelques dixièmes et une dizaine de Hz.

Le critère *cinématique* sera utilisé à la section 6.4 pour mettre en relation les vitesses d'archet avec les paramètres du phrasé musical. Le critère *spatial* consisterait par exemple à calculer les moyennes des distances cumulées par les marqueurs de chaque chaîne (focale et posturale), puis de les comparer à la distance cumulée du COP selon chaque axe. Cette approche par comparaison des quantités de mouvement cumulées (QoMs pour *Quantity Of Movement*) n'est cependant pas adaptée, car le COP ne reflète pas les déplacements en terme d'amplitude de la cinématique des mouvements, mais en terme de force et de moments appliqués sur la plateforme. Comme nous en avons eu notamment l'illustration section 5.2.5,

certains mouvements posturaux du tronc peuvent en effet être réduits sous contrainte d'immobilisation physique et néanmoins transmettre plus d'efforts à la plateforme.

Finalement, le critère *fréquentiel* décrit par [Cadoz 2000] correspond le mieux à ce qu'on cherche à calculer. En effet, les mouvements des marqueurs et du COP sont de nature oscillatoire et présentent chacun des périodicités intrinsèques. Il est donc pertinent de mesurer la contribution segmentale aux déplacements COP par un calcul de corrélation entre les fréquences propres aux déplacements du COP, et celles propres à chaque chaîne de segments. L'alternance de coups d'archet *tiré/poussé* est organisée selon certaines périodicités intrinsèques à la partition. Pour connaître les fréquences d'oscillation de ces mouvements, on effectue une analyse de Fourier du signal de mouvement. Celle-ci révélera des fréquences basses pour les mouvements lents et des fréquences élevées pour les mouvements rapides. Chaque mouvement contiendra un ensemble de fréquences, déterminant ainsi ce qu'on appelle une "bande de fréquence". L'avantage considérable de cette description est qu'elle permet de résumer en quelques chiffres les propriétés dynamiques des mouvements.

5.3.2.2 Définition du descripteur

Le descripteur de contribution segmentale au COP se construit sur la base d'analyses spectrales de Fourier effectuées sur les trajectoires des marqueurs segmentaux et du COP. La taille de fenêtre N retenue pour ces analyses est celle de la séquence complète (la Partie 4 de la partition) pour garantir la plus fine résolution fréquentielle. Pour chaque spectre de fréquences intrinsèques aux mouvements d'un marqueur segmental (X_k), on calcule la fonction de corrélation croisée normalisée avec le spectre de COP (Y_k) :

$$C(j) = R_{XY}(j-N) \qquad j \in [1, 2N-1] \tag{5.5}$$
$$\text{avec} \quad R_{XY}(j) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N-j-1} X_k Y_{k-j}$$

Comme pour l'équation d'autocorrélation de spectre (équation 4.3, le paramètre j correspond au décalage de bins choisi pour calculer chaque valeur de la fonction de corrélation croisée spectrale C. Au final, cette fonction est définie sur une plage de décalages $[-(N-1), N-1]$.

La valeur maximale de la fonction de corrélation croisée est retenue comme mesure de la contribution de chaque marqueur aux déplacements du COP. En prenant la moyenne de ces maximas sur tous les marqueurs d'une chaîne (focale ou posturale), on obtient la valeur de contribution (ou de corrélation spectrale globale) au COP des segments de cette chaîne. Puisque notre objectif est d'évaluer la contribution du geste ancillaire par rapport à celle du geste instrumental dans les périodicités du COP, nous définissons simplement le descripteur de contribution segmentale au COP comme le ratio des contributions de la chaîne posturale par rapport à la chaîne focale :

$$R^{\text{ancillaire}}_{\text{instrumental}} = \frac{C_{\text{ancillaire}}}{C_{\text{instrumental}}} \tag{5.6}$$

où $C_{\text{ancillaire}}$ et $C_{\text{instrumental}}$ sont les moyennes de contributions individuelles au COP pour les marqueurs de segments ancillaire et instrumental respectivement.

En observant comment évolue ce descripteur entre une situation de jeu naturelle et la situation d'immobilisation physique complète, nous pouvons déjà nous faire une idée de l'importance qu'ont les mouvements ancillaires de tronc du violoncelliste par rapport à son geste instrumental d'archet. En effet, un ratio diminuant avec la contrainte impliquerait une contribution du geste effecteur plus forte, et donc une moindre nécessité d'utiliser le tronc. A l'inverse, un ratio qui augmente mettrait en évidence l'influence indispensable des mouvements du tronc dans le jeu. Cette évolution est étudiée individuellement pour chaque mode d'archet.

5.3.2.3 Évolution du descripteur en mode d'archet *détaché*

La figure 5.9 présente les déplacements et spectres associés dans la direction médio-latérale (dimension X), du COP et des marqueurs de segments ancillaires/instrumentaux, pour une séquence effectuée en mode d'archet *détaché* par un violoncelliste. Cette séquence est représentative des effets globalement observés par la suite sur l'ensemble des musiciens. Les contributions spectrales individuelles au COP de chaque marqueur sont calculées figure 5.10, puis moyennées sur la chaîne segmentale qui leur est associé, pour visualiser les quantités $C_{\text{ancillaire}}$ et $C_{\text{instrumental}}$. Dans ces figures, on observe à chaque fois le contraste entre les situations de jeu naturelle et d'immobilisation physique complète du même violoncelliste.

En situation de jeu normale, la figure 5.9(1.a) révèle une similitude entre les déplacements du COP et les trajectoires des marqueurs du geste effecteur. On peut en effet se rendre compte sur la figure 5.9(2.a) que la périodicité la plus grande du COP coïncide avec celle de la main et de l'archet à 1.2 Hz. Les mouvements ancillaires du buste et surtout de la tête semblent en revanche globalement plus lents même s'ils présentent de nombreuses oscillations intrinsèques. Le spectre du COP reflète cette influence de l'ancillaire avec des périodicités en 0.4 et 1.4 Hz, d'amplitude plus faible que celle du geste instrumental. En figure 5.10, le descripteur de contribution segmentale au COP dans ce contexte a une valeur inférieure à 1 (0.91), ce qui confirmerait ici la plus forte influence du geste instrumental en jeu naturel *détaché*.

En situation de jeu contrainte complète, il est frappant de constater figure 5.9(1.b) la forte augmentation des fréquences de l'ensemble du tronc et notamment de la tête, qui semble se mettre à osciller en synchronie avec les mouvements d'archet et de bras droit. Cette tendance se retrouve dans la figure 5.9(2.b) avec une forte fréquence d'oscillation commune à 1.29 Hz entre la tête et l'archet. La contribution spectrale au COP apparaît dans ce contexte plus grande pour le segment ancillaire, car le buste et surtout la tête possèdent une forte composante fréquentielle à 1.73 Hz, absente du geste instrumental, mais bien présente dans le COP. En figure 5.10, le descripteur de contribution segmentale au COP dans ce contexte a une valeur supérieure à 1 (1.09), ce qui confirmerait ici la plus forte influence de l'ancillaire en jeu contraint *détaché*. Ces résultats ainsi que les retours des musiciens interviewés dans ce contexte, laissent supposer que l'immobilisation par le buste et la tête en mode d'archet *détaché* provoque un plus grand couplage fréquentiel entre le tronc et le geste effecteur. Cela se traduirait aussi par des efforts plus importants transmis à la plateforme, conformément à l'hypothèse faite en fin de section 5.2.5.

5.3.2.4 Évolution du descripteur en mode d'archet *legato*

La figure 5.11 présente les déplacements et spectres associés dans la direction médio-latérale (dimension X), du COP et des marqueurs de segments ancillaires/instrumentaux, pour une séquence effectuée en mode d'archet *legato* par un violoncelliste. Cette séquence est représentative des effets globalement observés par la suite sur l'ensemble des musiciens. Les contributions spectrales individuelles au COP de chaque marqueur sont calculées figure 5.12, puis moyennées sur la chaîne segmentale qui leur est associé, pour visualiser les quantités $C_{\text{ancillaire}}$ et $C_{\text{instrumental}}$. Comme précédemment, on observe à chaque fois le contraste entre les situations de jeu naturelle et d'immobilisation physique complète du même violoncelliste.

En situation de jeu normale, la figure 5.11(1.a) révèle une similitude intéressante entre les déplacements du COP et ceux des marqueurs du tronc. En effet, les trajectoires des marqueurs ancillaires et particulièrement de la tête semblent des versions lissées de celle du COP, comme si elles lui conféraient sa structure. Cette observation en temporel se retrouve en fréquentiel dans la figure 5.11(2.a), car la périodicité la plus grande du COP coïncide avec celle de la tête et des autres marqueurs du tronc à 0.18 Hz. La contribution au COP du geste instrumental arrive ensuite avec des périodicités communes en 0.37 Hz et 0.55 Hz d'amplitude plus faible que la contribution du segment ancillaire. En figure 5.12, le descripteur de contribution segmentale au COP dans ce contexte a une valeur supérieure à 1 (1.05), ce qui confirmerait

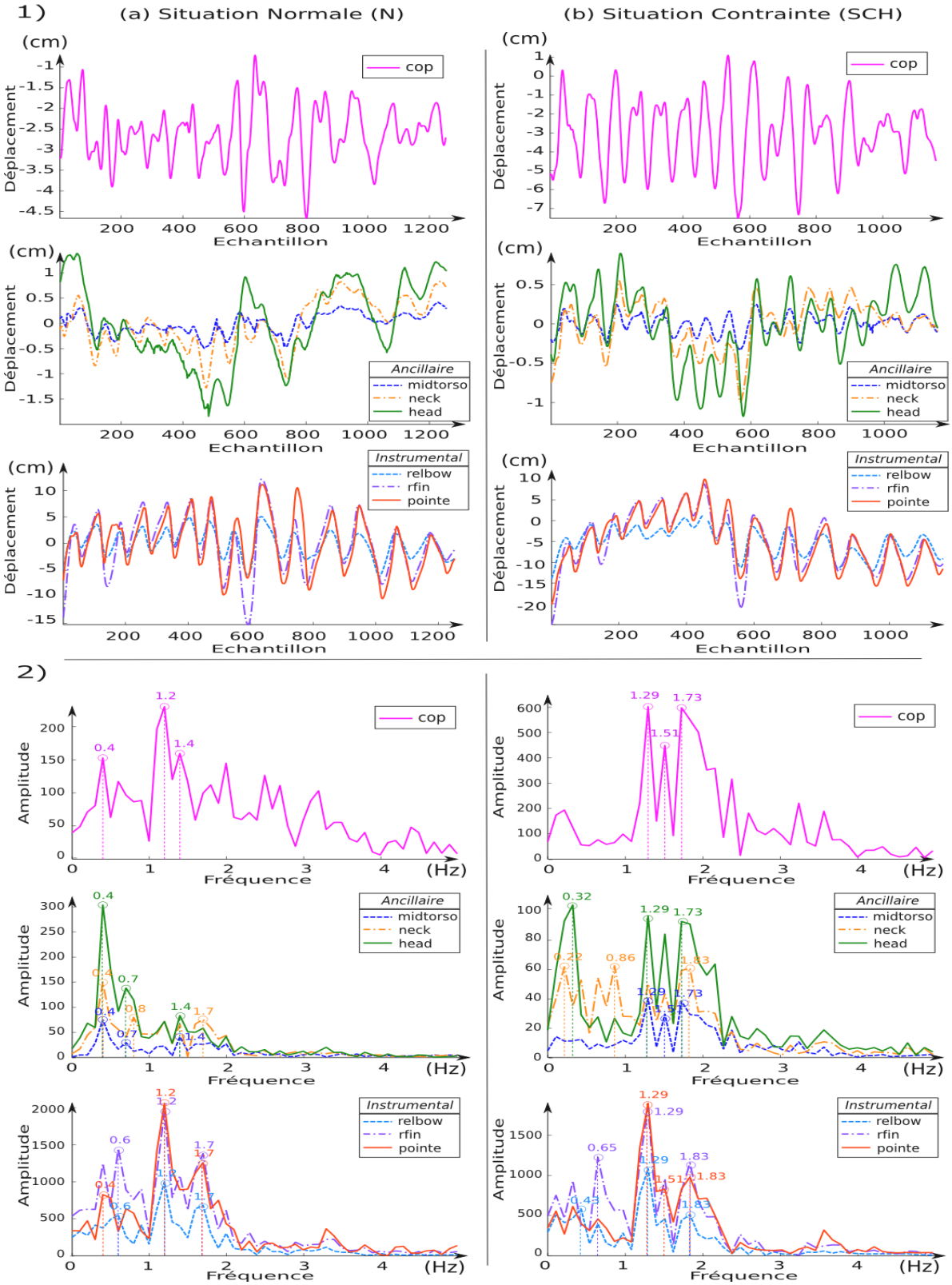


FIGURE 5.9 – Mouvements en mode d'archet *détaché* extraits d'une séquence d'un violoncelliste entre les deux situations posturales extrêmes : **(a)** Normale (N), **(b)** Contrainte complète (SCH). **1)** Déplacements selon l'axe X du COP, des marqueurs représentatifs de la chaîne posturale (ancillaire) et de marqueurs représentatifs de la chaîne focale (instrumentale). **2)** Spectres en fréquence associés à ces déplacements.

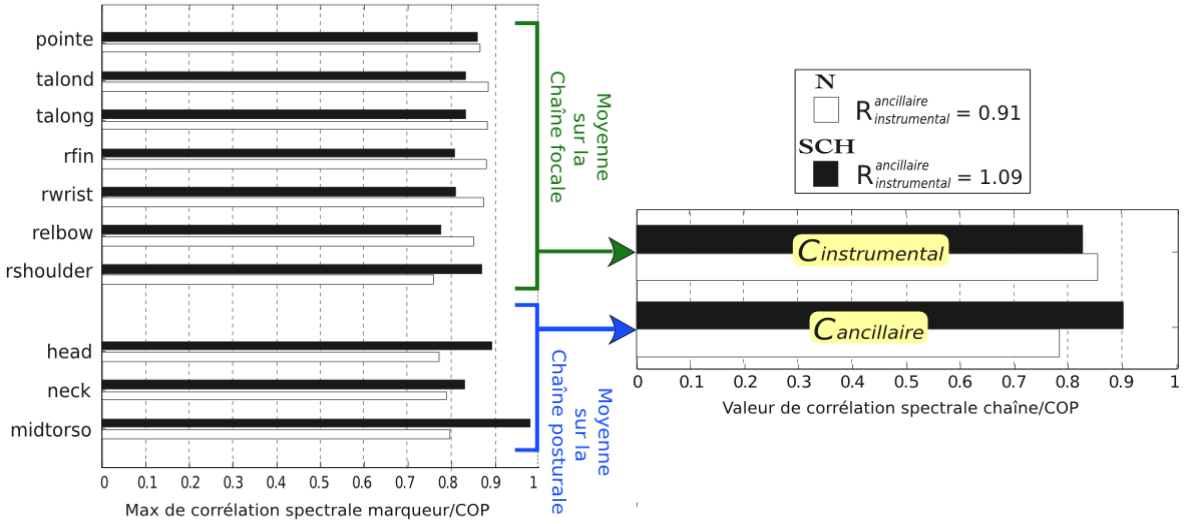


FIGURE 5.10 – Contributions segmentales au COP en mode d'archet *détaché*, calculées sur les spectres de mouvement de la séquence d'un violoncelliste (le même que celui de la figure 5.9(2)). On les moyenne ensuite pour chaque chaîne segmentale, de façon à obtenir les quantités $C_{\text{ancillaire}}$ et $C_{\text{instrumental}}$ dans les situations posturales extrêmes : Normale (N), et contrainte complète (SCH)

ici la plus forte influence de l'ancillaire en jeu naturel *legato*. Le tronc serait ainsi naturellement plus sollicité que le geste effecteur pour le mode d'archet *legato*, un résultat inverse de celui qu'on avait trouvé précédemment pour le mode d'archet *détaché*.

En situation de jeu contrainte complète, il est frappant de constater à la figure 5.11(1.b) la très grande similitude entre les fortes oscillations du COP et celles des marqueurs du segment ancillaire (la tête principalement). Cette tendance se retrouve dans les spectres de la figure 5.11(2.b), où la principale périodicité du COP coïncide avec celle du buste et notamment la tête à 1.63 Hz. Le geste instrumental en revanche, plus lent, corrèle bien moins au COP que l'ancillaire, puisque sa périodicité la plus grande (0.58 Hz) ne se retrouve qu'en troisième position dans le spectre du COP. A la figure 5.12, le descripteur de contribution segmentale au COP dans ce contexte a une valeur nettement supérieure à 1 (1.26), ce qui confirmerait ici la bien plus forte influence de l'ancillaire en jeu contraint *legato*. Notons également que la forte augmentation des fréquences d'oscillation du tronc engendre un couplage moins grand avec le geste instrumental que dans le cas du mode d'archet *détaché*. Cela pourrait expliquer pourquoi les aires de déplacement COP observées dans ce contexte seraient certes plus grandes que dans la situation de jeu naturelle, mais aussi moins élevées qu'avec le mode d'archet *détaché* (cf section 5.2.4.3).

5.3.3 Influence des contraintes posturales sur la contribution segmentale au COP

5.3.3.1 Démarche d'analyse

Les observations précédentes permettent de se faire une idée de l'évolution du descripteur de contribution segmentale au COP dans les deux modes d'archet, à partir de séquences cinématiques du même violoncelliste en situation de jeu naturelle et totalement contrainte. Dans la continuité de cette étude, nous souhaitons maintenant savoir si les comportements décrits peuvent se généraliser à l'ensemble des violoncellistes, au travers des 2 modes d'archet, des 4 conditions posturales, mais aussi des 2 coordonnées spatiales X,Y.

Cette démarche d'analyse reprend une méthodologie similaire à celle de la section 5.2.4.2 avec les

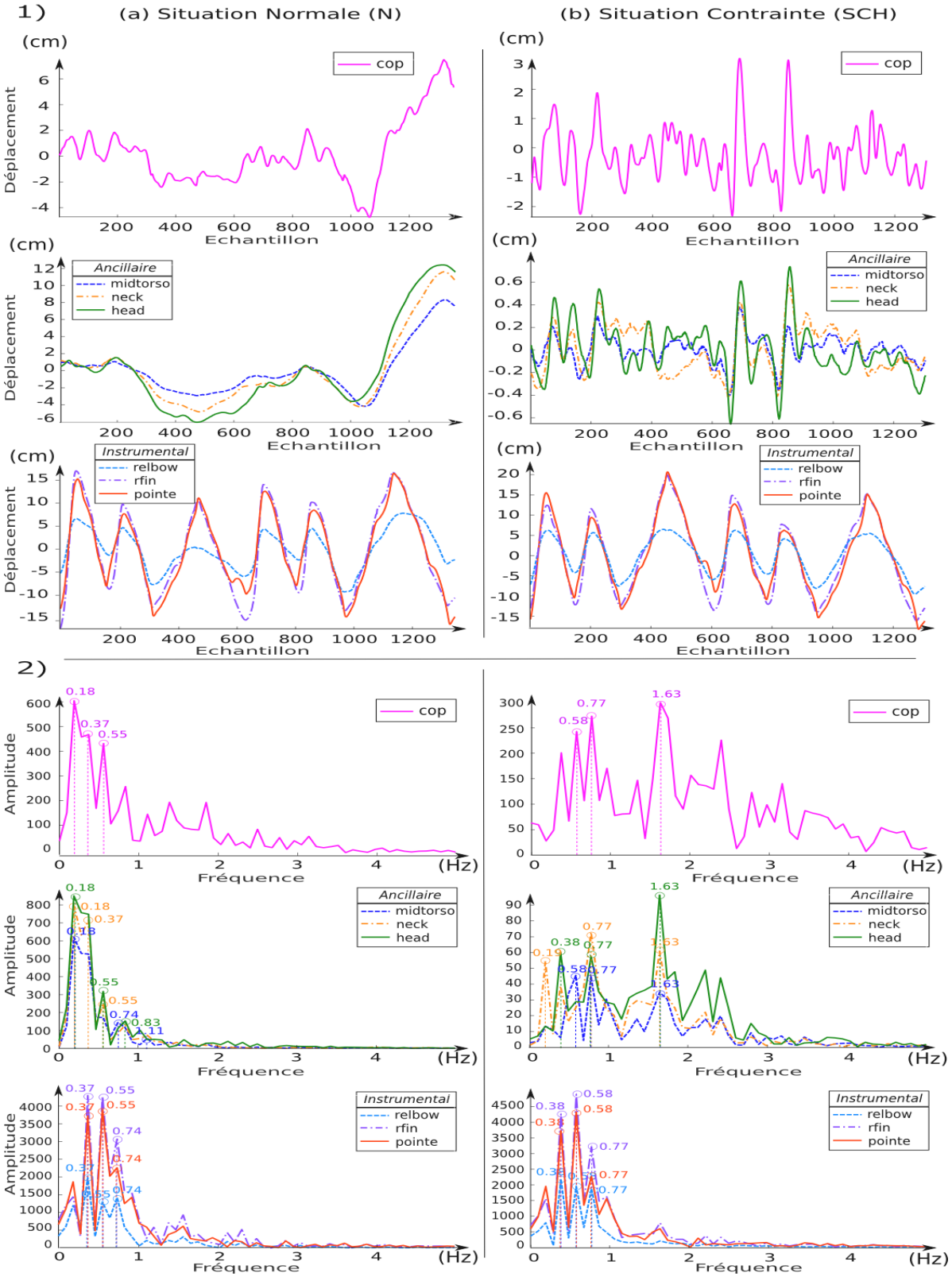


FIGURE 5.11 – Mouvements en mode d'archet *legato* extraits d'une séquence d'un violoncelliste entre les deux situations posturales extrêmes : **(a)** Normale (N), **(b)** Contrainte complète (SCH). **1)** Déplacements selon l'axe X du COP, des marqueurs représentatifs de la chaîne posturale (ancillaire) et de marqueurs représentatifs de la chaîne focale (instrumentale). **2)** Spectres en fréquence associés à ces déplacements.

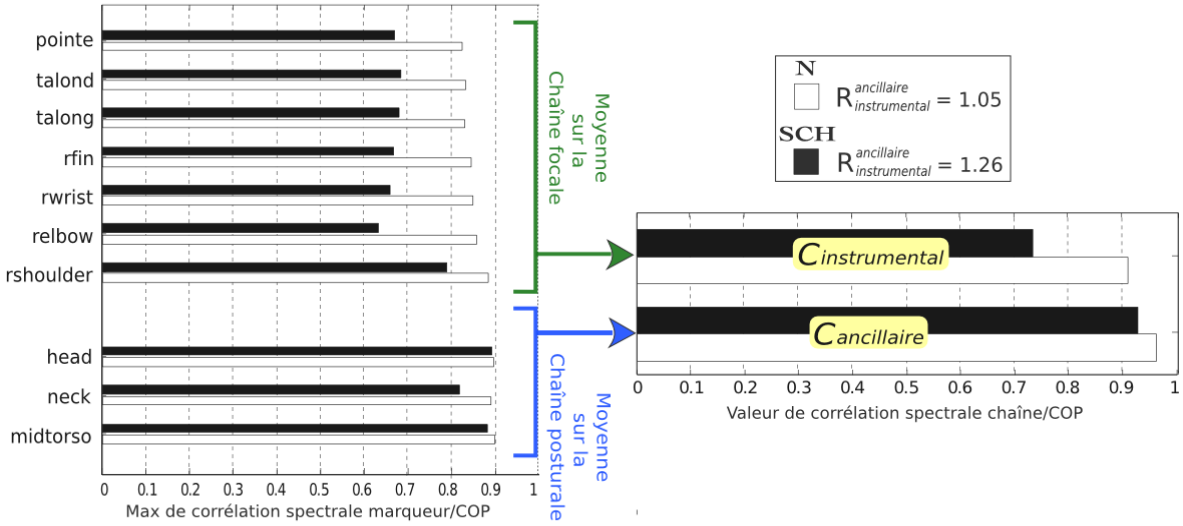


FIGURE 5.12 – Contributions segmentales au COP en mode d'archet *legato*, calculées sur les spectres de mouvement de la séquence d'un violoncelliste (le même que celui de la figure 5.11(2)). On les moyenne ensuite pour chaque chaîne segmentale, de façon à obtenir les quantités $C_{\text{ancillaire}}$ et $C_{\text{instrumental}}$ dans les situations posturales extrêmes : Normale (N), et contrainte complète (SCH).

descripteurs de COP, si ce n'est qu'elle comporte un troisième facteur de coordonnée spatiale en plus des deux premiers (condition posturale et mode d'archet). Dans un premier temps, on présente ainsi les tendances d'évolution générale intra-sujets du descripteur de contribution en fonction des trois facteurs [Posture-Mode-Coordonnée]. Dans un deuxième temps, on évalue la stabilité inter-sujets des tendances d'évolution du descripteur pour chaque combinaison de facteurs, et recherchons éventuellement des effets d'interaction entre ces facteurs. Cela se réalise avec une analyse de variance (ANOVA) à 3 facteurs [Posture-Mode-Coordonnée] par mesures répétées du descripteur sur le plan des 7 violoncellistes.

5.3.3.2 Tendances intra-sujets

Sur la figure 5.13, nous représentons respectivement dans les deux coordonnées spatiales X et Y, les valeurs moyennes du descripteur de contribution segmentale au COP pour chaque violoncelliste, en fonction des combinaison de facteurs [Posture-Mode]. Une tendance globale d'augmentation du descripteur se profile nettement au travers des conditions posturales, et ce quel que soit le mode d'archet ou la coordonnée spatiale.

5.3.3.3 Tendances inter-sujets

L'ANOVA à 3 facteurs effectuée sur les descripteurs de contribution moyenne semblent confirmer cette tendance. Tout d'abord, le facteur condition posturale est par lui-même significatif ($F_{3,18} = 31.48; p < 0.05^{***}$) quel que soit le mode d'archet et la coordonnée spatiale. La figure 5.14(a) montre l'effet de ce facteur, sous forme de pente augmentant à mesure que se renforce la difficulté de la contrainte posturale. Les tests post-hoc LSD réalisés sur ce facteur montrent que les conditions d'immobilisation physique sont significativement différentes de la situation normale.

L'ANOVA nous révèle également un effet croisé robuste entre les facteurs mode d'archet et condition posturale ($F_{3,18} = 6.83; p < 0.05^{**}$). En effet, comme on peut l'observer sur la figure 5.14(b), les ratios de contribution moyens au COP paraissent plus importants en mode d'archet *legato* qu'en mode *détaché*,

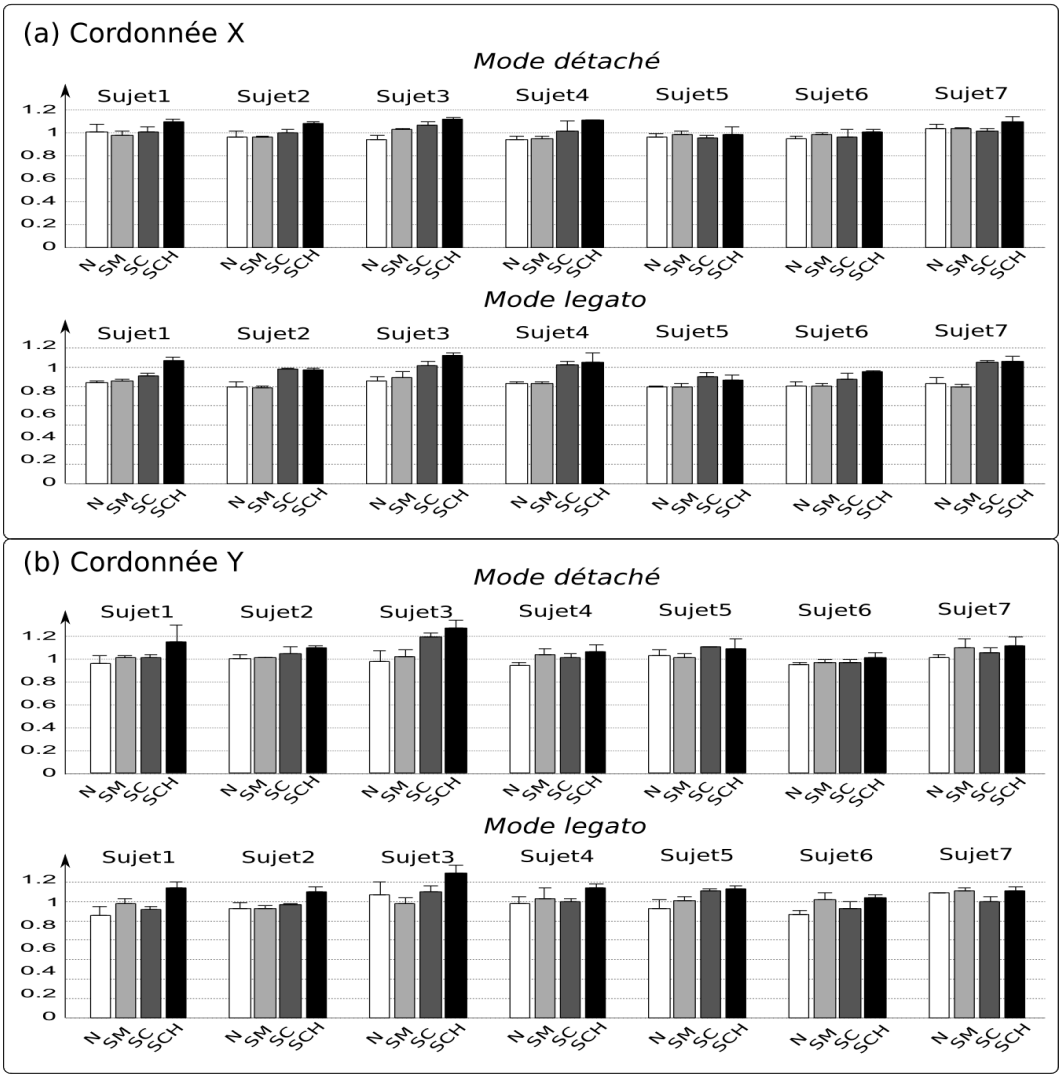


FIGURE 5.13 – Valeurs moyennes du descripteur de contribution segmentale au COP, en fonction des facteurs mode d'archet (*détaché/legato*), condition posturale (*N/SM/SC/SCH*) et coordonnée spatiale (*X/Y*). Ces contributions moyennes intra-sujets sont présentées : **(a)** Sur la coordonnée X. **(b)** Sur la coordonnée Y.

pour les situations naturelles et d'immobilisation physique. Cela est confirmé par les tests post-hocs LSD où seule la situation d'immobilisation mentale n'est pas significativement différente entre les deux modes d'archet.

Enfin, l'interaction des 3 facteurs [Posture-Mode-Coordonnée] s'avère très significative ($F_{3,18} = 9.03; p < 0.05^{***}$). L'observation de cette triple interaction figure 5.14(c), révèle en effet que les ratios de contribution moyens augmentent bien avec la contrainte posturale pour les 2 coordonnées (X,Y), mais que cette tendance ne diffère selon le mode d'archet que pour la cordonnée X. Les tests post-hocs LSD confirment bien le phénomène, avec des différences entre modes d'archet toutes significatives par condition posturale selon la dimension X, et pas selon la dimension Y.

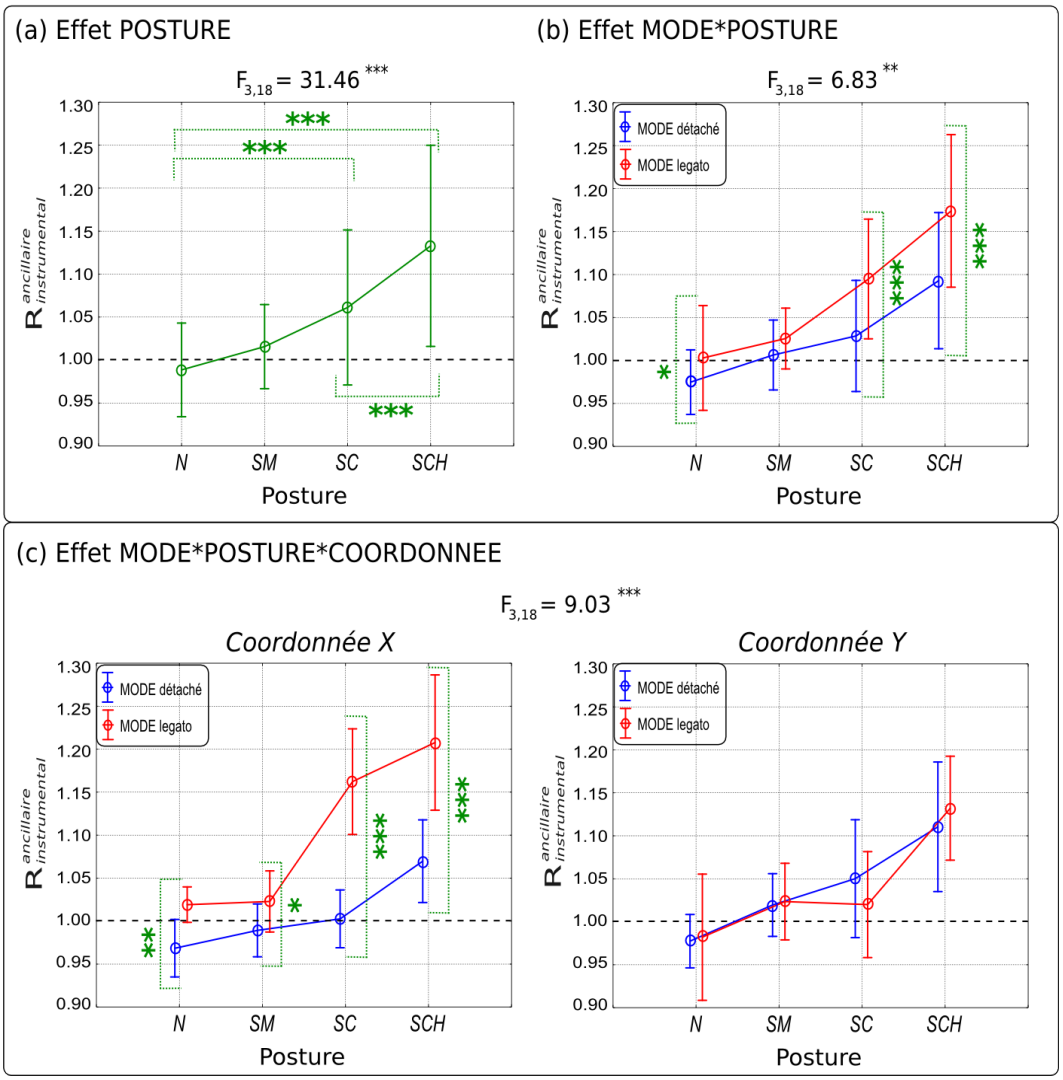


FIGURE 5.14 – ANOVA sur les valeurs moyennes du descripteur de contribution segmentale au COP. Cette ANOVA contient 3 facteurs et est effectuée par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes. **(a)** Effet du facteur Posture. **(b)** Effet du croisement des facteurs [Posture-Mode]. **(c)** Effet de l'interaction entre les 3 facteurs [Posture-Mode-Coordonnée]. La ligne pointillée (valeur 1) correspond à l'égalité des contributions au COP entre les gestes instrumentaux et ancillaires.

5.3.3.4 Discussion

Le premier résultat essentiel porte sur la significativité du facteur condition posturale. Il démontre que pour l'ensemble des violoncellistes, la contribution au COP du tronc par rapport au geste effecteur n'a fait qu'augmenter avec la contrainte. Si les violoncellistes ne jouaient qu'avec leur bras droit, la contribution au COP des segments composant la chaîne focale (bras droit et archet) serait égale ou supérieure à celle des segments composant la chaîne posturale (buste, cou et tête). On observerait alors dans la figure 5.14(a) une égalité ou diminution du rapport entre $C_{\text{ancillaire}}$ et $C_{\text{instrumental}}$, ce qui se traduirait pas une courbe plate ou décroissante. La croissance progressive de cette courbe le long des contraintes est donc très intéressante. Elle caractériserait le fait que plus on empêche l'expression naturelle des mouvements posturaux, plus ceux-ci se manifestent au final, ce qui suggère qu'ils sont indispensables au jeu des

violoncellistes. Il semble ainsi difficile de jouer sans le soutien des périodicités naturelles des segments du tronc.

Le second résultat important concerne la significativité du facteur mode d'archet. Il démontre que le mode *legato* sollicite plus les mouvements ancillaires du tronc que le mode *détaché*. En croisant les facteurs mode d'archet et condition posturale (figure 5.14(b)), on obtient les plus grandes différences significatives d'une part entre les deux contraintes d'immobilisation physique, et d'autre part entre modes d'archet pour la situation d'immobilisation physique complète (SCH). Cela signifierait donc que la tête est un élément du tronc particulièrement fondamental, pour le soutien des longs coups d'archet du mode *legato*.

Enfin, le troisième résultat intéressant rend compte de la significativité du facteur dimension spatiale par rapport aux modes d'archet, au travers des conditions posturales. Il démontre que les différences de contribution segmentale observées entre modes d'archet ne concernent que la dimension spatiale X, ce qui est logique puisqu'il s'agit en effet de la direction principale dans laquelle les violoncellistes effectuent leur tiré/poussé d'archet. Si l'on se focalise maintenant sur cette dimension X (figure 5.14(c)) et qu'on regarde les évolutions du descripteur de contribution par rapport à l'équi-contribution ancillaire/instrumental (ratio=1), deux interprétations différentes sont possibles en fonction du mode d'archet :

Mode d'archet *détaché* En situation de jeu naturelle (N), la contribution instrumentale est plus grande que celle de l'ancillaire, car le descripteur de ratio moyen (équation 5.6) est plus petit que 1. Avec les contraintes, ce ratio augmente progressivement jusqu'à atteindre puis même dépasser 1 dans les situations d'immobilisation physiques (SC et SCH). Grâce aux premières analyses de la section 5.3.2.3, nous pouvons supposer que cela est dû à l'augmentation des fréquences d'oscillation de la tête qui se synchronisent puis dépassent celles des coups d'archet *détachés*. La minerve obligerait ainsi la tête à osciller encore plus vite, ce qui en entraînant le buste avec elle, générerait un déséquilibre corporel plus grand. En effet, la période d'oscillation propre d'un corps rigide est proportionnelle à la racine carrée de son moment d'inertie, qui lui-même est proportionnel à la masse et aux dimensions physiques de ce corps. En situation d'immobilisation physique, le buste serait donc contraint d'osciller au même rythme que les coups *détachés* d'archet, ce qui transmettrait des moments de force plus grands à la plateforme, et élargirait en conséquence les aires de déplacements globales du COP (cf figure 5.4). Ces hypothèses sont confortées par les violoncellistes eux-mêmes, qui témoignent d'une plus grande difficulté ressentie dans ce contexte. Certains parlent d'être "en mode survie, comme un seul bloc", ou d'"impression d'emballement, à cause de l'inertie faisant osciller tout le corps"... D'autres décrivent cela comme un "sentiment d'enfermement permettant moins de maîtrise, comme dans un couloir", entraînant une nécessité de "compenser en respirant mieux par le ventre"...

Mode d'archet *legato* En situation de jeu naturelle (N), la contribution ancillaire est plus grande que celle de l'instrumental, car le descripteur de ratio moyen (équation 5.6) est plus grand que 1. Avec les contraintes, ce ratio augmente, et ce d'autant plus fortement dans les situations d'immobilisation physiques (SC et SCH). Grâce aux premières analyses de la section 5.3.2.4, nous pouvons supposer que cela est dû à l'augmentation des fréquences d'oscillation de la tête, qui se découplent de plus en plus de celles des longs coups d'archet *legatos*. Contrainte par la minerve, les oscillations plus rapides de la tête entrainerait le buste avec elle, mais selon un déséquilibre moins grand qu'en mode *détaché*. En effet, les périodicités plus lentes des coups d'archet *legato* résulteraient en un couplage avec le tronc moins fort que pour le mode *détaché*, et donc aussi en des aires de déplacement COP un peu moins grandes (cf figure 5.4). Ces hypothèses sont confortées par les violoncellistes eux-mêmes, qui parlent de mode d'archet "plus facile à gérer sous la contrainte", avec "moins d'efforts à faire", ou encore d'un "bras droit qui compense bien avec la respiration".

Chapitre 6

Mouvements, rythme et phrasé musical

Sommaire

6.1 Extraction de la métrique des mouvements . . . 133
6.1.1 Définition d'une grille métrique de la partition . . . 134
6.1.2 Association des périodicités corporelles aux niveaux métriques . . . 135
6.2 Etude du couplage tronc/archet . . . 135
6.2.1 Descripteur de couplage . . . 135
6.2.2 Evolution du descripteur en mode d'archet *détaché* . . . 135
6.2.3 Evolution du descripteur en mode d'archet *legato* . . . 136
6.2.4 Influence des contraintes posturales sur le couplage tronc/archet . . . 138
6.3 Etude métrique . . . 142
6.3.1 Descripteur de centroïde métrique . . . 142
6.3.2 Evolution du descripteur en mode d'archet *détaché* . . . 142
6.3.3 Evolution du descripteur en mode d'archet *legato* . . . 144
6.3.4 Influence des contraintes posturales sur la métrique . . . 144
6.3.5 Discussion . . . 147
6.4 Effets de la posture sur le phrasé musical . . . 153
6.4.1 Altérations rythmiques du phrasé musical . . . 153
6.4.2 Altérations spectrales du phrasé musical . . . 160
6.4.3 Altérations des vitesses d'archet dans le phrasé musical . . . 166

Le chapitre précédent a montré qu'un violoncelliste ne pouvait pas se passer de ses mouvements ancillaires de tronc et notamment de sa tête pour jouer expressif. En effet, à mesure que la contrainte posturale se renforce, la fréquence des oscillations du centre de pression (COP) des musiciens sur la plateforme augmente et reflète davantage les mouvements du tronc. Les déplacements lents du buste et de la tête des violoncellistes auraient donc un rôle à jouer dans leur expressivité naturelle. Quel est ce rôle ? Selon les principes de la cognition incarnée [Leman 2007], les mouvements humains en relation avec la musique présentent des synchronisations simultanées avec différents niveaux de la structure métrique. On peut ainsi se demander si les périodicités intrinsèques au tronc du violoncelliste s'accordent avec des éléments relatifs à la structure métrique de la partition. Ce chapitre investigue la question en quantifiant les phénomènes de couplage existants entre les mouvements ancillaires, instrumentaux et la métrique de la partition (cf sections 6.1, 6.2, 6.3). Dans la continuité, nous explorerons également l'influence de la réduction des gestes ancillaires du tronc sur l'organisation rythmique et timbrale du phrasé musical (cf section 6.4).

6.1 Extraction de la métrique des mouvements

Comme nous l'avons expliqué section 2.6.2, le rythme se construit à partir d'un sens du classement adéquat des unités métriques de la partition. L'unité métrique la plus courte de la mesure sert de base au

musicien pour effectuer les subdivisions adéquates [Starker 1975]. Au final, cette organisation verticale et hiérarchique de la musique n'est qu'un moyen qui doit être mis au service du temps musical, c'est-à-dire de ce qui donne vie à la musique et l'empêche de n'être qu'une exécution mécanique, collée au métronome. C'est donc sur la base de la métrique que se planifient les impulsions sensibles qui *coarticulent* les motifs musicaux aux schémas moteurs, tels que l'organisation spatiale des vitesses de l'archet [Hoppenot 1981].

6.1.1 Définition d'une grille métrique de la partition

Pour relier les gestes à la métrique, la première étape consiste à construire une grille métrique de la partition. Dans le contexte de notre étude, nous nous limitons aux valeurs de notes extraites de la Partie 4, pour les raisons expliquées section 5.1. Cela tombe bien car cette partie est déjà riche métriquement. En effet, par rapport au rythme de la pulsation fixé ici à un tempo de 45 bits par minutes (♩= 45 bpm), on peut construire une grille de 10 niveaux métriques sur lesquels les mouvements des violoncellistes seraient susceptibles de se synchroniser. La figure 6.1 présente la hiérarchie des niveaux composant cette grille métrique par des fractions relatives au temps d'une valeur de noire (1T = 60/45 = 1.33s).

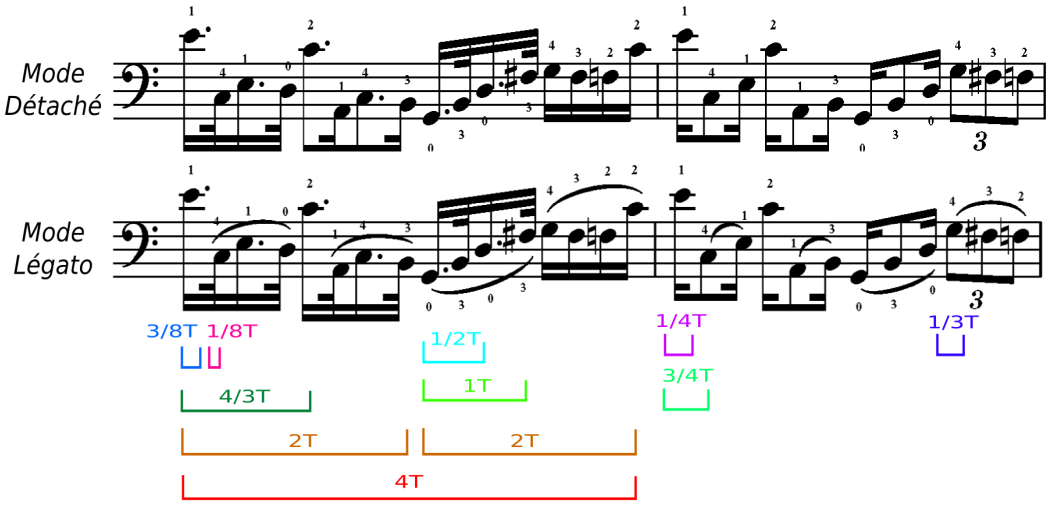


FIGURE 6.1 – Hiérarchie des unités métriques associées à la Partie 4 de la partition.

Il s'agit ici de pouvoir estimer avec suffisamment de finesse les valeurs de périodicité associées à chaque unité de la grille métrique, pour pouvoir ensuite les associer aux périodicités corporelles. Une première solution, la plus directe, consiste à multiplier la durée théorique du temps (1T = 1.33s) par les 10 fractions relatives de la grille. En pratique néanmoins, cette solution ne s'est pas avérée très efficace lors de l'appariement des périodicités réelles de mouvement aux unités métriques. L'autre solution plus pragmatique consiste à estimer la durée moyenne d'un temps de noire (1T) dans une séquence, sur la base de regroupements des IOIs (Inter-Onset Intervals) consécutifs des notes. Rappelons qu'un IOI correspond à la durée entre deux attaques de notes successives (cf section 2.2.2). Pour chaque mesure, la durée de la pulsation moyenne de la mesure est estimée en additionnant les IOIs des notes consécutives de chaque temps, puis en calculant la moyenne globale sur les quatre temps. En prenant la moyenne des valeurs de temps de pulsation obtenues sur la première et deuxième mesure, on obtient une estimation concrète de la durée réelle d'un temps de noire dans une séquence. Le calcul des valeurs temporelles d'unité rythmiques se fait ensuite simplement en multipliant cette durée estimée de noire par les fractions relatives de la grille métrique.

6.1.2 Association des périodicités corporelles aux niveaux métriques

Dans une deuxième étape, nous cherchons à relier les unités de la grille métrique avec les périodicités intrinsèques aux mouvements ancillaires et instrumentaux. Concernant les déplacements ancillaires, les marqueurs du tronc qui nous intéressent ici sont plus particulièrement ceux du buste (*midtorso*) et de la tête (*head*). Pour la partie instrumentale, on réduira l'étude au mouvement de l'archet, pris comme point milieu des trois marqueurs qui le définissent (*talong*, *talond*, *pointe*), encore appelé *bow*. Par ailleurs, la section 5.3.3 a montré que les contributions segmentales se révélaient plus significatives selon la coordonnée X. On focalisera ainsi l'étude de la métrique selon cet axe X.

Afin d'identifier la métrique incorporée aux mouvements, on effectue en premier lieu des analyses spectrales de Fourier pour les trajectoires des marqueurs définis (*bow*, *midtorso*, *head*) sur toute la durée de la Partie 4. Dans chaque spectre de marqueur, on sélectionne alors les 15 pics les plus élevés. Puis on vient comparer les périodicités correspondantes à ces 15 pics avec les 10 valeurs d'unités de notre grille métrique. Notons ici que ce nombre de 15 pics a été défini empiriquement, car il représente un bon compromis entre le nombre de pics total d'un spectre de mouvement et le nombre d'unités métriques à trouver.

Pour réaliser l'appariement entre les 15 périodicités spectrales détectées dans le mouvement et les 10 unités métriques de la Partie 4, nous utilisons une table de hachage [1] à 10 clés (une par unité métrique). Dans une première passe, on range chacune des 15 périodicités spectrales comme une valeur attachée à la clé d'unité métrique qui lui est la plus proche. A l'issue de cette passe, il y aura donc des unités associées à plusieurs périodicités spectrales. L'objet de la deuxième passe est de détecter ces empilements (plusieurs valeurs pour une même clé), et de les résoudre en ne conservant que la périodicité spectrale de l'empilement la plus proche de l'unité métrique. Au final, chaque unité métrique (clé de table) ne pourra contenir que zéro ou une seule périodicité spectrale (valeur de table). Cette table définit la répartition optimale des périodicités de mouvement du marqueur considéré par rapport aux unités métriques de la partition.

6.2 Etude du couplage tronc/archet

6.2.1 Descripteur de couplage

Le couplage fréquentiel entre les mouvements du tronc et de l'archet est une notion qui a été indirectement abordée lors de l'étude de coordination entre mouvements et posture globale (section 5.3). Ici, nous entrons dans le détail de la relation entre mouvements ancillaires du tronc et instrumentaux de l'archet, sur la base des éléments de métrique introduits. A partir des analyses spectrales de Fourier réalisées sur les trajectoires des marqueurs définis précédemment (*bow*, *midtorso*, *head*), on peut construire un descripteur de couplage spectral entre le tronc et l'archet, de façon similaire à l'équation 5.5 sur la durée N totale de la séquence. Cette fois, X_k désigne le spectre de fréquences d'archet, et Y_k le spectre d'un des marqueurs du tronc (*midtorso* ou *head*). La valeur maximale de la fonction de corrélation croisée normalisée $C(j)$ est retenue pour quantifier les couplages *bow*/*midtorso* et *bow*/*head*.

6.2.2 Evolution du descripteur en mode d'archet *détaché*

La figure 6.2 présente les déplacements et spectres associés dans la direction médio-latérale (dimension X), des marqueurs *bow*, *midtorso*, *head*, pour une séquence représentative de violoncelliste effectuée en

1. Une table de hachage est une structure de données permettant des associations du type clé/élément. Cette table associative est bien adaptée à notre problème, dans lequel il faut choisir 10 valeurs parmi les 15 les plus proches de 10 références (les clés de la table).

mode d'archet *détaché*. On y visualise le contraste entre la situation de jeu naturelle à gauche (figure 6.2(a)) et la situation d'immobilisation physique complète à droite (figure 6.2(b)) de ce même violoncelliste. Cette figure décrit également les valeurs de couplage correspondant aux corrélations spectrales *bow*/*midtorso* et *bow*/*head* dans les deux situations posturales opposées.

En situation de jeu normale, la figure 6.2(1.a) révèle que les mouvements du tronc et notamment de la tête sont nettement décorrélés des coups d'archet *détachés* sur chaque note. En fait, par comparaison avec le dessin formé par les notes de la séquence (figure 6.1), on peut constater que les mouvements ancillaires semblent plutôt épouser le relief de la phrase musicale elle-même. Ceux de la tête notamment décrivent des trajectoires en forme de cloche ou de pente ascendante/descendante, régulièrement synchronisées avec les motifs sur chaque temps. Dans les spectres ancillaires associés (figure 6.2(2.a)), on trouve principalement la présence de fréquences basses à 0.18 Hz et 0.37 Hz, qui correspondent respectivement à des périodicités d'une mesure (4T) et d'une demi-mesure (2T). Cet exemple montre donc qu'en mode d'archet *détaché*, le tronc et notamment la tête auraient un rôle lié à la gestion du phrasé musical, plutôt qu'à l'accompagnement des mouvements d'archet. Ces derniers sont en effet plus rapides à 1.11 Hz et synchronisés sur une métrique de 3/4T. Il en résulte figure 6.2(3) un descripteur de couplage tronc/archet plutôt faible naturellement (0.65 en moyenne) pour un mode de jeu à l'archet *détaché*.

En situation de jeu contrainte complète, on constate figure 6.2(1.b) que le tronc et notamment la tête se mettent à osciller en synchronie avec les mouvements d'archet. Dans la figure 6.2(2.b) en effet, les périodicités intrinsèques de l'archet évoluent peu par rapport à la situation naturelle, alors que celles du tronc augmentent considérablement, allant même jusqu'à s'accorder sur des métriques communes : 1/2T (1.76 Hz) et 3/8T (2.06 Hz). Il en résulte figure 6.2(3) un couplage tronc/archet plus fort (0.77 en moyenne). Dans ce contexte de jeu à l'archet *détaché*, la contrainte d'immobilisation physique complète a ainsi eu pour effet de casser les périodicités naturelles lentes du tronc, caractéristiques de la gestion du phrasé musical. Ce résultat suggère qu'en mode d'archet *détaché*, la contrainte posturale ***couple*** davantage le tronc et l'archet.

6.2.3 Evolution du descripteur en mode d'archet *legato*

Le figure 6.3 présente les déplacements et spectres associés dans la direction médio-latérale (dimension X), des marqueurs *bow*, *midtorso*, *head*, pour une séquence représentative de violoncelliste effectuée en mode d'archet *legato*. L'organisation des éléments présentés dans ces figures est la même que pour le mode d'archet *détaché* (cf section 6.2.2).

En situation de jeu normale, la figure 6.3(1.a) révèle un motif oscillatoire similaire entre les déplacements de l'archet et les trajectoires des marqueurs du tronc, notamment la tête. En effet, on peut remarquer figure 6.3(2.a) des fréquences basses communes à 0.19 Hz et 0.38 Hz entre l'archet et les marqueurs ancillaires, particulièrement la tête, coïncidant avec les unités métriques les plus grandes, respectivement 4T (la mesure) et 2T (la demi-mesure). Il en résulte figure 6.3(3) un couplage tronc/archet naturellement élevé (0.93 en moyenne). Cela permet de supposer que le buste et notamment la tête auraient un rôle d'accompagnement, de soutien aux longs mouvements d'archet.

En situation de jeu contrainte complète, on constate figure 6.3(1.b) que les oscillations du tronc et notamment de la tête ont fortement augmenté par rapport à la situation naturelle et ne reflètent plus du tout les mouvements d'archet. Dans la figure 6.3(2.b) en effet, les périodicités intrinsèques de l'archet évoluent peu, alors que celles du tronc et particulièrement de la tête se synchronisent davantage sur des unités rythmiques plus petites : 1/2T (1.57 Hz) et 3/8T (2.12 Hz). Il en résulte figure 6.3(3) un couplage tronc/archet plus faible (0.7 en moyenne). Dans ce contexte de jeu à l'archet *legato*, la contrainte d'immobilisation physique complète a ainsi eu pour effet de casser la coordination lente naturelle entre les mouvements ancillaires naturels et l'archet. Ce résultat suggère qu'en mode d'archet *legato*, la contrainte

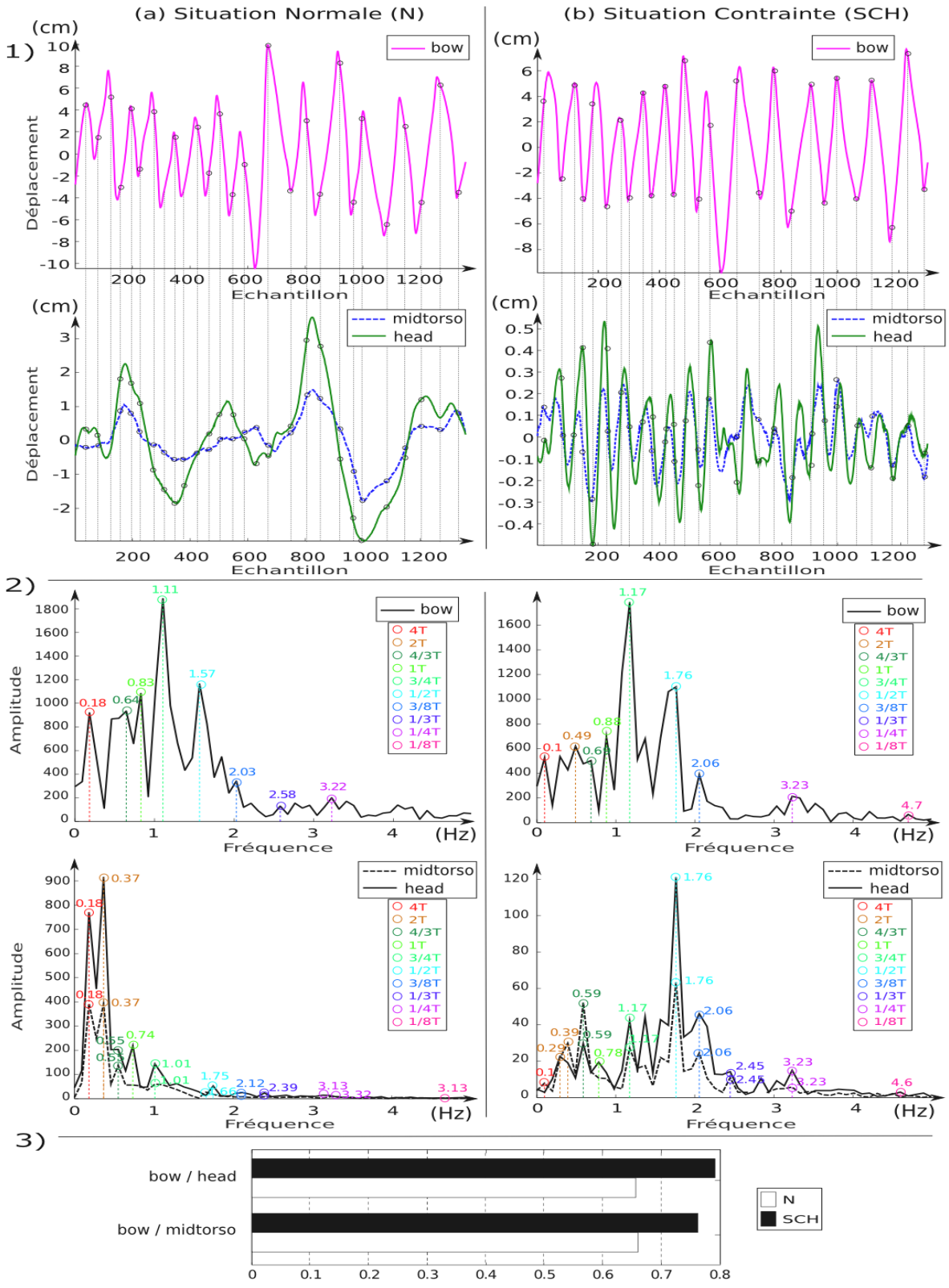


FIGURE 6.2 – Mouvements en mode d'archet *détaché* extraits d'une séquence d'un violoncelliste entre les deux situations posturales extrêmes : **(a)** Normale (N), **(b)** Contrainte complète (SCH). **1)** Déplacements selon l'axe X du point milieu de l'archet (*bow*) et des marqueurs du segment tronc (*midtorso*,*head*). Les démarcations verticales correspondent aux IOIs de chaque note. **2)** Spectres associés à ces déplacements de marqueurs. Les unités rythmiques de la partition sont appariées aux pics de périodicité détectés. **3)** Valeurs de couplage associées aux corrélations spectrales *bow*/*midtorso* et *bow*/*head*.

posturale ***découple*** davantage le tronc et l'archet. Il s'agit d'une tendance opposée à ce qui était observé pour le mode d'archet *détaché*.

6.2.4 Influence des contraintes posturales sur le couplage tronc/archet

6.2.4.1 Démarche d'analyse

Les observations précédentes permettent de se faire une idée de l'évolution du descripteur de couplage tronc/archet dans les deux modes d'archet, à partir de séquences cinématiques du même violoncelliste en situation de jeu naturelle et totalement contrainte. Dans la continuité de cette étude, nous souhaitons maintenant savoir si les comportements décrits peuvent se généraliser à l'ensemble des violoncellistes, au travers des 2 modes d'archet et des 4 conditions posturales.

Cette démarche d'analyse s'effectue en deux temps. Dans un premier temps, on présente les tendances d'évolution générale intra-sujets du descripteur de couplage en fonction des facteurs de condition posturale et de mode d'archet. Dans un deuxième temps, on évalue la stabilité inter-sujets des tendances d'évolution du descripteur pour chaque combinaison de facteurs, et recherchons éventuellement des effets d'interaction entre ces facteurs. Cela se réalise avec une analyse de variance (ANOVA) à 2 facteurs [Posture-Mode] par mesures répétées du descripteur sur le plan des 7 violoncellistes.

6.2.4.2 Tendances intra-sujets

Sur la figure 6.4, nous représentons les valeurs moyennes des deux descripteurs de couplage archet/buste (*bow/midtorso*) et archet/tête (*bow/head*) pour chaque violoncelliste, en fonction des combinaison de facteurs [Posture-Mode]. Chaque barre des graphes correspond à la moyenne d'un descripteur de couplage calculée sur les trois répétitions du même violoncelliste pour une certaine combinaison de facteurs [Posture-Mode].

Concernant le mode d'archet *legato*, une nette tendance au découplage apparait avec la contrainte posturale (le descripteur diminue), que ce soit entre le buste et l'archet ou entre la tête et l'archet. On retrouve donc une généralisation de nos observations précédentes. Concernant le mode d'archet *détaché* en revanche, les résultats varient davantage en fonction du violoncelliste. On constate cependant une petite tendance au couplage avec la contrainte posturale (le descripteur augmente) pour une majorité de violoncellistes.

6.2.4.3 Tendances inter-sujets

Afin d'évaluer la stabilité inter-sujets des tendances d'évolution des deux descripteurs de couplage, on réalise une analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs [Posture-Mode]. Cette analyse est en fait une MANOVA (*Multivariate ANOVA*), car on l'effectue simultanément sur les deux variables dépendantes et corrélées du tronc représentant les couplages archet/buste (*bow/midtorso*) et archet/tête (*bow/head*).

Tout d'abord, la MANOVA nous révèle un effet significatif du facteur de condition posturale ($F_{3,18} = 6.30; p < 0.05^{**}$) pour les deux variables de couplage, quel que soit le mode d'archet. Dans la figure 6.5(a) en effet, on peut constater un découplage accru (la valeur moyenne de couplage diminue) à mesure que la contrainte d'immobilisation physique augmente. Les tests post-hoc LSD réalisés sur ce facteur uniquement montrent que par rapport à la situation naturelle (N=0.82), le découplage spectral est marginalement significatif en immobilisation physique partielle (SC=0.80), et significatif en immobilisation physique complète (SCH=0.78). Ce résultat traduit une certaine tendance au découplage quel que soit le mode d'archet dans les situations d'immobilisation physique.

De manière très intéressante, il ressort aussi de la MANOVA un effet croisé significatif entre les facteurs de condition posturale et de mode d'archet ($F_{3,18} = 8.01; p < 0.05^{**}$). Dans la figure 6.5(b),

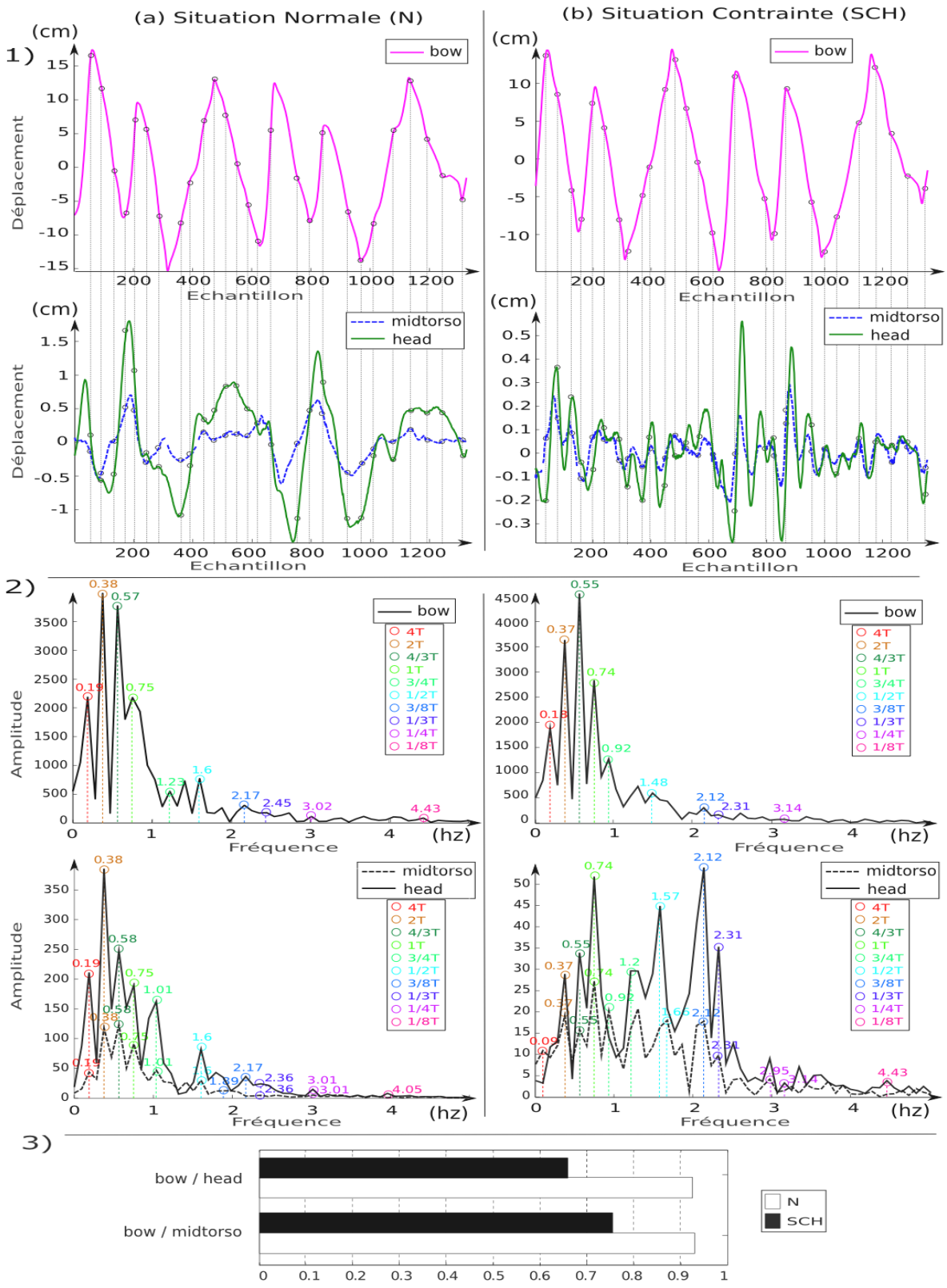


FIGURE 6.3 – Mouvements en mode d'archet *legato* extraits d'une séquence d'un violoncelliste entre les deux situations posturales extrêmes : **(a)** Normale (N), **(b)** Contrainte complète (SCH). **1)** Déplacements selon l'axe X du point milieu de l'archet (*bow*) et des marqueurs du segment tronc (*midtorso*,*head*). Les démarcations verticales correspondent aux IOIs de chaque note. **2)** Spectres associés à ces déplacements de marqueurs. Les unités rythmiques de la partition sont appariées aux pics de périodicité détectés. **3)** Valeurs de couplage associées aux corrélations spectrales *bow*/*midtorso* et *bow*/*head*.

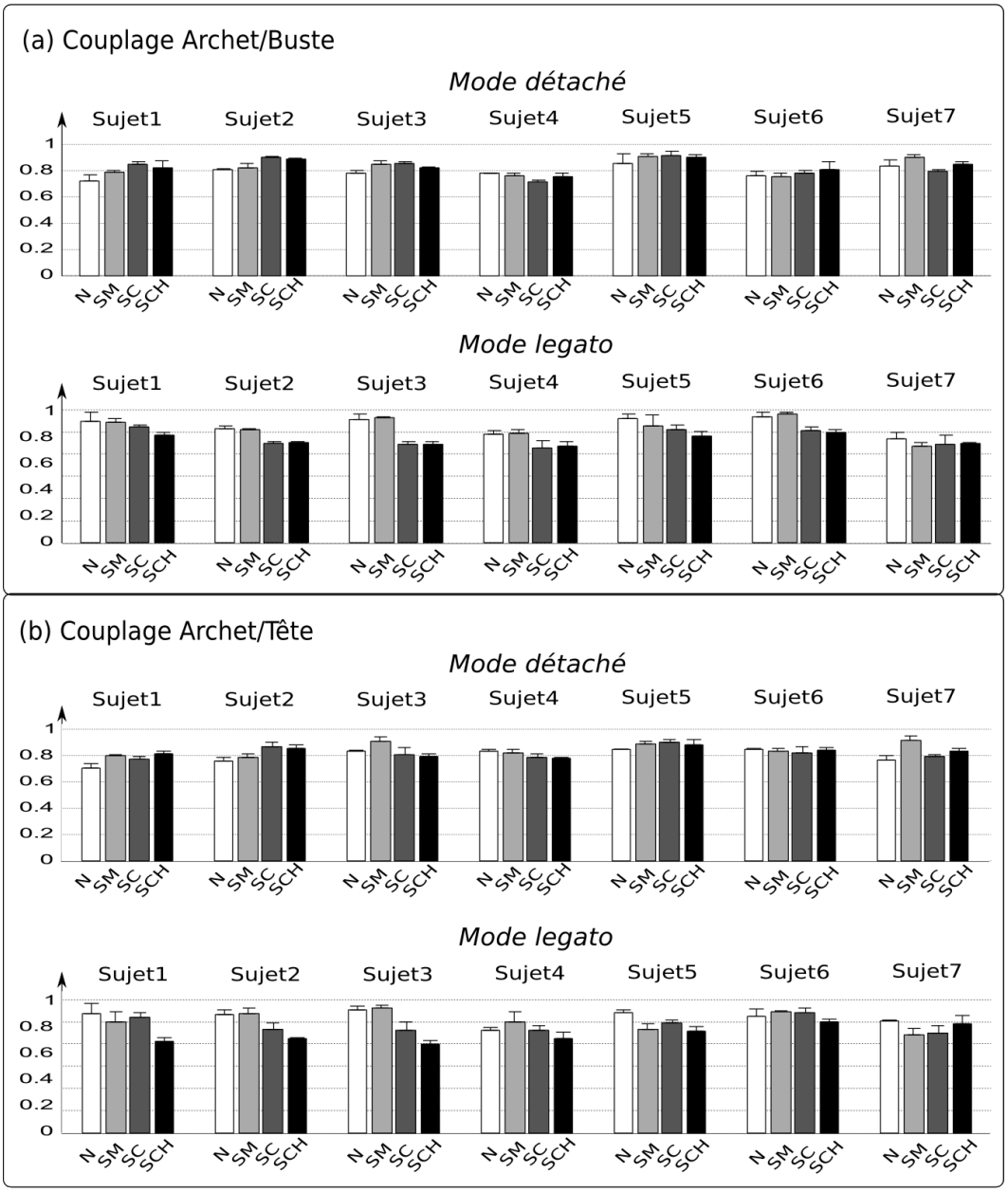


FIGURE 6.4 – Valeurs moyennes des descripteurs de couplage spectral, en fonction des facteurs mode d'archet et condition posturale. Deux types de couplage intra-sujets sont présentés : (a) Couplage archet/buste (*bow/midtorso*). (b) Couplage archet/tête (*bow/head*).

on peut en effet observer que les couplages tronc/archet n'évoluent pas de la même façon le long des conditions posturales en fonction du mode d'archet. En mode *legato*, le découplage entre les périodicités du tronc et de l'archet est de plus en plus fort avec la contrainte posturale (la valeur du couplage diminue régulièrement). Les tests post-hoc LSD révèlent d'ailleurs que les différences sont significatives pour ce mode entre la situation normale (N=0.86) et les deux situations d'immobilisation physiques (SC=0.78, SCH=0.74). Pour le mode d'archet *détaché* en revanche, il n'y a aucune différence significative de couplage entre les conditions posturales, même s'il semblerait que les contraintes induisent en général un peu plus de couplage entre tronc et archet (N=0.79 et SM/SC/SCH≈0.83).

Enfin, l'interaction des deux facteurs [Posture-Mode] avec chaque variable de couplage (*bow/midtorso* et *bow/head*) présente un effet marginalement significatif ($F_{3,18} = 2.79; p = 0.069$). L'observation de cette triple interaction figure 6.5(c) révèle effectivement une différence entre les deux variables de couplage pour le mode d'archet *détaché*. Nous avons vu jusqu'ici que sans être significatif, ce mode pouvait résulter en un léger couplage entre le tronc et l'archet le long des conditions posturales. Les tests post-hoc LSD de la triple interaction nous montrent maintenant que des différences significatives apparaissent entre les situations normales et d'immobilisation physique pour le couplage buste/archet, mais pas pour le couplage tête/archet. Autrement dit, l'effet de couplage du tronc avec l'archet en mode *détaché* dans les situations de contrainte physique serait essentiellement dû au buste (à grand moment d'inertie) et non à la tête. Pour le mode d'archet *legato*, la tendance au découplage du tronc avec l'archet le long des conditions posturales, est similaire quelle que soit la variable buste ou tête.

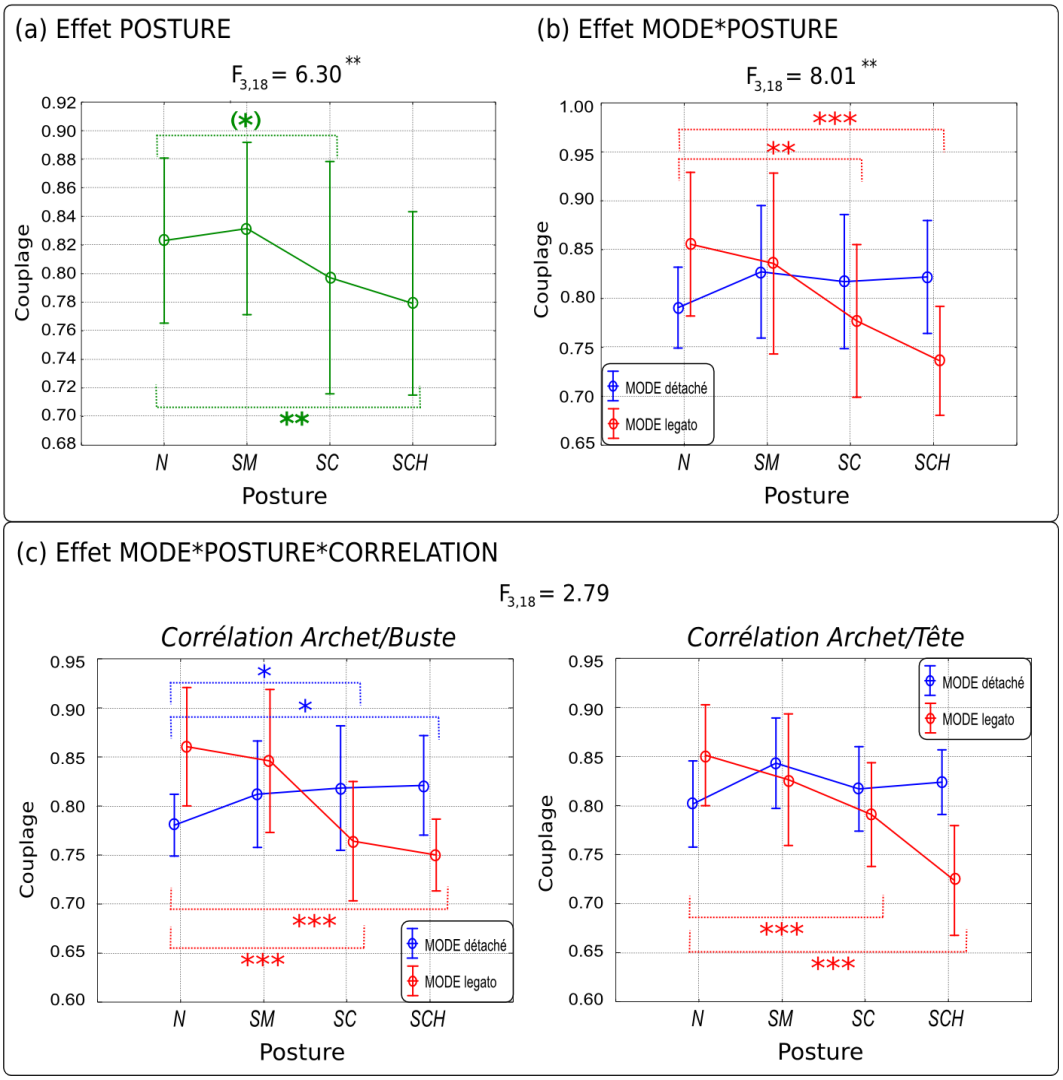


FIGURE 6.5 – MANOVA sur les valeurs moyennes des deux descripteurs de couplage entre le tronc et l'archet. Cette MANOVA comporte deux variables, deux facteurs et est effectuée par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes. (a) Effet du facteur condition posturale. (b) Effet du croisement des facteurs [Posture-Mode]. (c) Effet de l'interaction triple entre les deux facteurs et chaque variable de couplage (*bow/midtorso* et *bow/head*)

6.3 Etude métrique

L'étude du couplage entre le tronc et l'archet des violoncellistes a montré que les périodicités intrinsèques des mouvements pouvaient s'accorder avec des unités de la structure métrique de la partition. Nous souhaitons maintenant estimer la reproductibilité de ce phénomène entre les violoncellistes et quantifier les changements de métrique induits par les contraintes d'immobilisation posturale.

6.3.1 Descripteur de centroïde métrique

Une façon de quantifier la métrique globale incorporée dans un mouvement peut consister à calculer un centroïde (ou barycentre) des unités métriques associées à ses périodicités. Pour cela, il suffit d'extraire une version réduite du spectre en fréquences du mouvement, ne contenant que les pics d'amplitude correspondant à des unités métriques répertoriées de la partition (cf figure 6.1). A partir de ce spectre réduit, on calcule son barycentre en appliquant le même type de formule que celle bien connue du descripteur de centroïde spectral (équation 6.4) [Peeters 2004, Kim 2006, Schoonderwaldt 2009]. Le descripteur ainsi obtenu correspond à un centroïde métrique (MSC pour Metric Spectral Centroid), c'est-à-dire une moyenne des énergies contenues dans les périodicités du spectre pondérées par leur rang métrique :

$$MSC = \frac{\sum_{k=1}^{K} f_k A_k}{\sum_{k=1}^{K} A_k} \tag{6.1}$$

où k désigne le rang métrique et K est le nombre total d'unités rythmiques. Dans notre contexte, $K = 10$. Pour chaque rang métrique k, on dénomme respectivement f_k et A_k les fréquences et amplitudes des pics du spectre de mouvement ayant servi à créer la table du spectre métrique.

Comme pour le descripteur de couplage spectral, nous souhaitons maintenant nous faire une idée de l'évolution du centroïde métrique entre situations posturales extrêmes (normale et immobilisation complète) pour un même violoncelliste, avant d'étendre l'étude à tous les musiciens et toutes les conditions.

6.3.2 Evolution du descripteur en mode d'archet *détaché*

Pour observer le comportement du centroïde métrique en mode d'archet *détaché*, nous effectuons son calcul à partir des spectres de mouvements de tronc et d'archet investigués pour le même violoncelliste à la figure 6.2. La figure 6.6(1) présente le résultat entre les situations posturales naturelles et complètement immobilisé. On peut se rendre compte de la très forte augmentation des centroïdes des marqueurs du tronc en situation contrainte, et notamment des oscillations de la tête, qui montent de plus d'un Hz (de 0.5 Hz à 1.6 Hz). Le centroïde d'archet quant à lui augmente un petit peu, ce qui est cohérent avec le couplage précédemment mis en évidence entre archet et buste.

Comme ces centroïdes sont obtenus par décomposition des spectres de mouvement sur les unités métriques de la partition, nous pouvons estimer à quelle unité métrique correspond chaque valeur de centroïde. La figure 6.6(2) représente ces positions d'unité de centroïde au sein des spectres métriques, en fonction des conditions posturales extrêmes (N ou SCH). On observe d'abord que l'archet reste synchronisé sur une unité rythmique centrale à 3/4T indépendamment de la situation posturale naturelle ou contrainte. Comme le centroïde métrique de l'archet a légèrement augmenté en situation contrainte, cela pourrait signifier que le violoncelliste a joué plus vite sous la contrainte. Cette hypothèse est investiguée plus en détail à la section 6.3.5.2. Ensuite, on se rend compte que la situation contrainte fait monter les centroïdes du tronc de trois unités métriques, de 2T à 3/4T pour le buste, et de 4/3T à 1/2T pour la tête. Notons également qu'en situation contrainte, il se produit un phénomène de couplage entre le buste et l'archet sur l'unité métrique 3/4T.

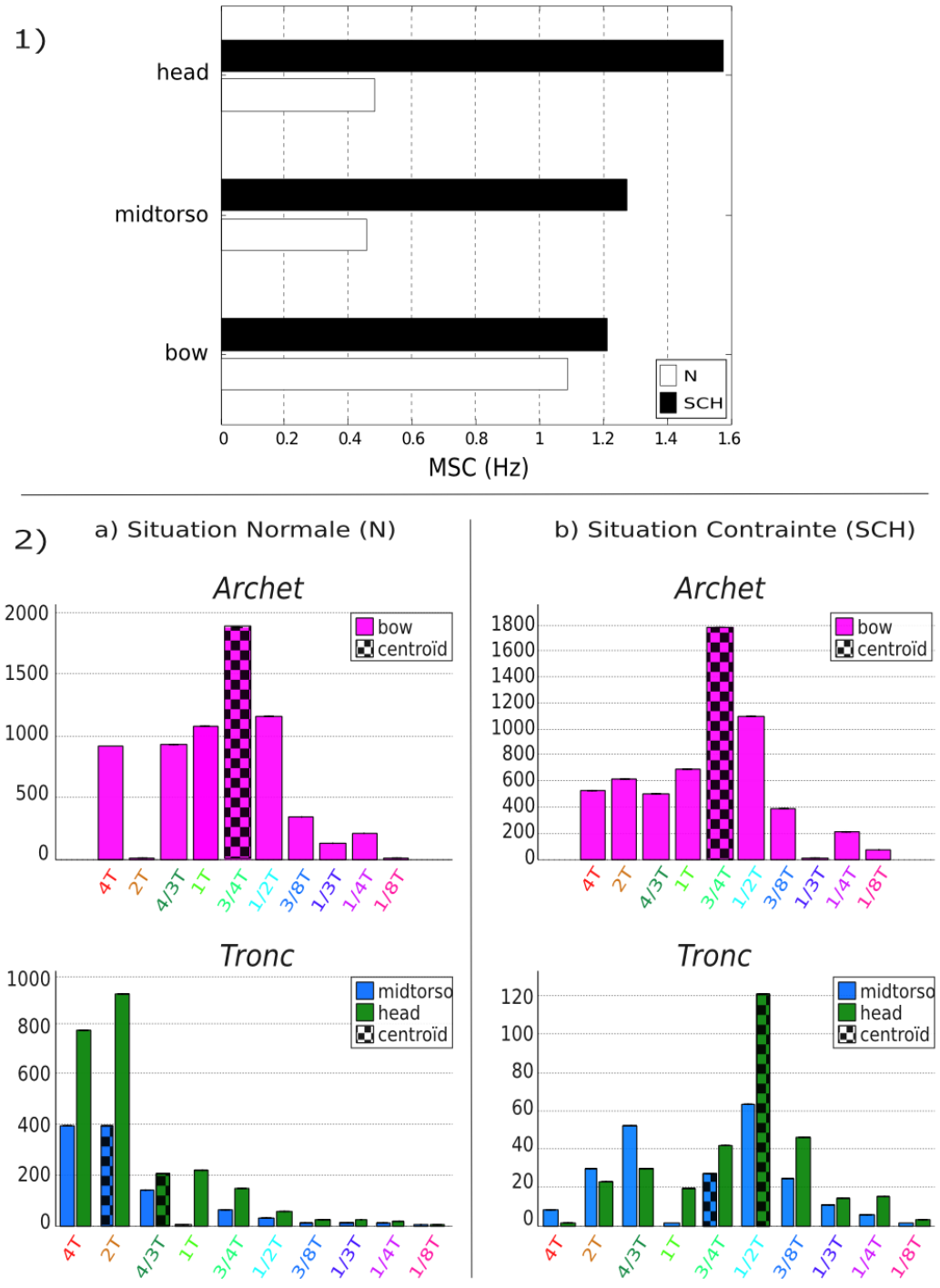


FIGURE 6.6 – Métrique en mode d'archet *détaché* calculée sur la séquence d'un violoncelliste (le même que celui de la figure 6.2). Pour les trois marqueurs *bow*, *midtorso*, *head*, on représente : **1)** Les descripteurs MSC (Metric Spectral Centroid). **2)** Les spectres et unités métriques correspondant à chaque MSC calculés à partir des spectres de mouvement respectifs, entre les deux situations posturales extrêmes : Normale (N) et Contrainte complète (SCH).

6.3.3 Evolution du descripteur en mode d'archet *legato*

Pour observer le comportement du centroïde métrique en mode d'archet *legato*, nous effectuons son calcul à partir des spectres de mouvements de tronc et d'archet investigués figure 6.3. La figure 6.7(1) présente le résultat entre les situations posturales naturelles et complètement immobilisé. On peut se rendre compte en situation naturelle de la forte proximité des centroïdes pour les trois marqueurs *bow*, *midtorso*, *head* (autour de 0.7 Hz). Ce couplage naturel disparaît avec la contrainte puisque le centroïde de l'archet diminue un petit peu (0.6 Hz) quand ceux du torse augmentent fortement (1.1 Hz et plus).

La position de l'unité correspondant à chaque centroïde au sein des spectres métriques est estimée figure 6.7(2), en fonction des conditions posturales extrêmes (N ou SCH). On observe d'abord en situation normale le fort couplage entre les métriques d'archet et de tronc (buste et tête), puisqu'ils sont synchronisés sur la même unité correspondant au temps (1T). La situation contrainte permet de se rendre compte que la métrique d'archet a légèrement diminué (elle est passée sur l'unité 4/3T) alors que les métriques du tronc ont augmenté : le buste oscille désormais en moyenne sur 3/4T, et la tête voit même sa métrique naturelle multipliée par deux (synchronisée sur 1/2T). Le découplage métrique avec l'archet est ainsi plus fort pour la tête que pour le buste. Par rapport au mode d'archet *détaché*, on peut ici supposer que le violoncelliste a mieux su gérer la contrainte en abaissant légèrement sa métrique d'archet.

6.3.4 Influence des contraintes posturales sur la métrique

6.3.4.1 Démarche d'analyse

Les observations précédentes permettent de se faire une idée de l'évolution du descripteur de centroïde métrique (MSC) dans les deux modes d'archet, à partir de séquences cinématiques du même violoncelliste en situation de jeu naturelle et totalement contrainte. Dans la continuité de cette étude, nous souhaitons maintenant savoir si les comportements décrits peuvent se généraliser à l'ensemble des violoncellistes, au travers des 2 modes d'archet et des 4 conditions posturales.

Comme pour l'étude du couplage tronc/archet, cette démarche d'analyse s'effectue en deux temps (cf section 6.2.4.1). D'abord, on présente les tendances d'évolution générale intra-sujets du descripteur de métrique en fonction des facteurs de condition posturale et de mode d'archet. Ensuite, on évalue la stabilité inter-sujets de ses tendances d'évolution pour chaque combinaison de facteurs, et recherchons éventuellement des effets d'interaction entre ces facteurs. Cela se réalise avec une analyse de variance (ANOVA) à 2 facteurs [Posture-Mode] par mesures répétées du descripteur sur le plan des 7 violoncellistes.

6.3.4.2 Tendances intra-sujets

Sur la figure 6.8, nous représentons les valeurs moyennes du descripteur de centroïde métrique pour les 3 variables marqueurs *bow,midtorso,head* en fonction de chaque violoncelliste et des combinaisons de facteurs [Posture-Mode]. Chaque barre des graphes correspond à la moyenne du centroïde métrique calculée sur les trois répétitions du même violoncelliste pour une certaine combinaison de facteurs [Posture-Mode].

On constate que le centroïde métrique du point milieu de l'archet (*bow*) ne présente pas de tendance d'évolution claire au travers des conditions posturales, et ce quel que soit le mode d'archet. Pour les deux marqueurs du tronc en revanche (*midtorso,head*), on observe une nette augmentation de leur centroïde métrique au fur et à mesure que la contrainte posturale se renforce. Cette augmentation moyenne semble quantitativement similaire entre les deux marqueurs et pour les deux modes d'archet.

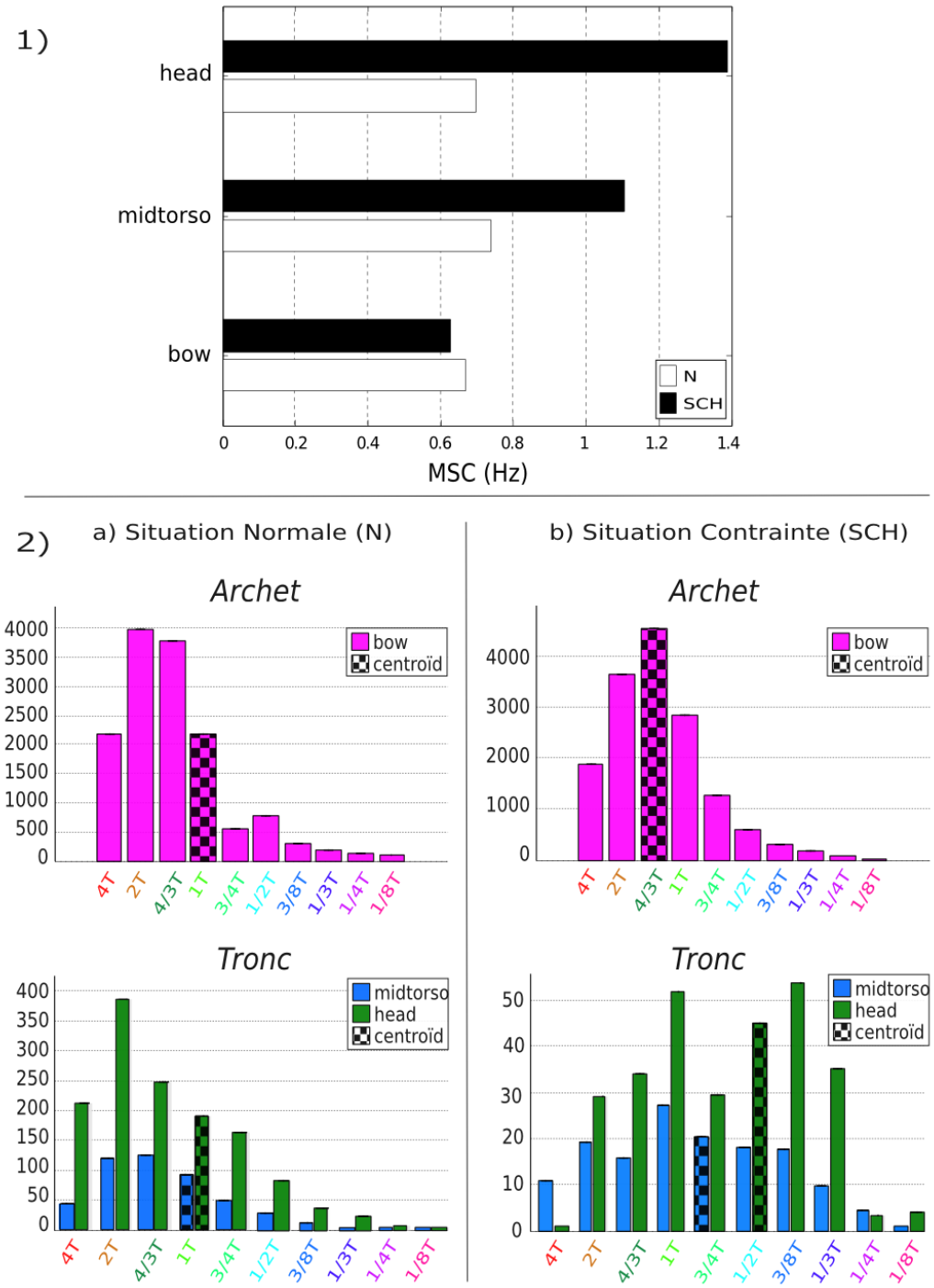


FIGURE 6.7 – Métrique en mode d'archet *legato* calculée sur la séquence d'un violoncelliste (le même que celui de la figure 6.3). Pour les trois marqueurs *bow*, *midtorso*, *head*, on représente : **1)** Les descripteurs MSC (Metric Spectral Centroid). **2)** Les spectres et unités métriques correspondant à chaque MSC calculés à partir des spectres de mouvement respectifs, entre les deux situations posturales extrêmes : Normale (N) et Contrainte complète (SCH).

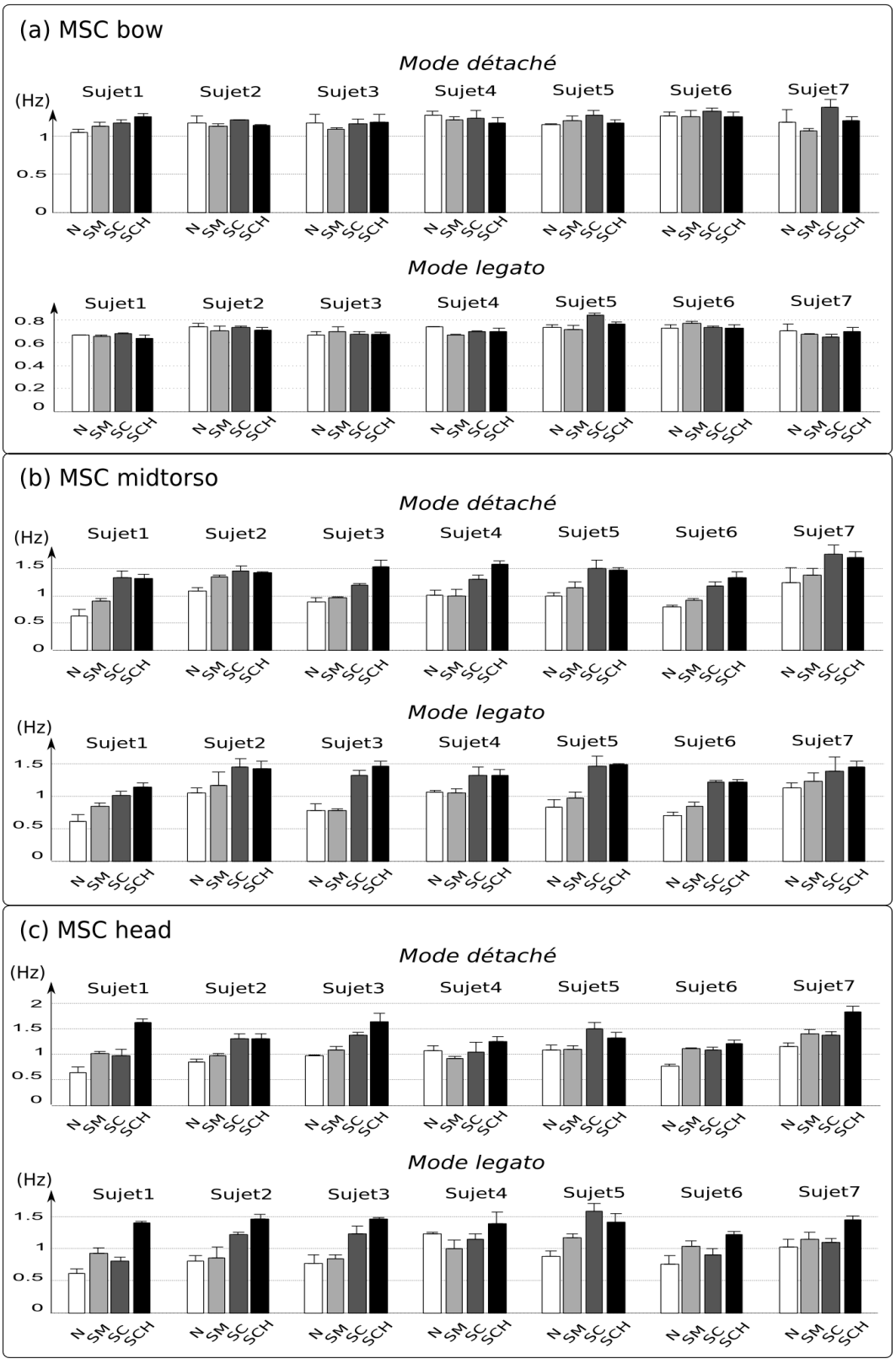


FIGURE 6.8 – Valeurs moyennes du descripteur de centroïde métrique (MSC pour *Metric Spectral Centroid*), en fonction des facteurs mode d'archet et condition posturale. Ces valeurs de centroïde métrique intra-sujets sont présentées pour 3 marqueurs : **(a)** *bow*, **(b)** *midtorso*, **(c)** *head*

6.3.4.3 Tendances inter-sujets

Afin d'évaluer la stabilité inter-sujets des tendances d'évolution du descripteur de centroïde métrique, on procède comme dans l'étude du couplage tronc-archet, avec une analyse de variance à deux facteurs [Posture-Mode]. Cette analyse est en fait une MANOVA (*Multivariate ANOVA*) effectuée simultanément sur les trois variables dépendantes représentant les MSC des marqueurs *bow,midtorso,head*.

La MANOVA nous révèle essentiellement un effet significatif du facteur de condition posturale ($F_{3,18} = 18.08; p < 0.05^{***}$) sur l'ensemble des trois MSC de marqueurs, quel que soit le mode d'archet. Dans la figure 6.9(a) en effet, on peut d'abord constater que pour la situation naturelle, les MSC des trois marqueurs sont bien synchronisés rythmiquement (entre 0.9 et 1 Hz), en moyenne sur les deux modes d'archet. Ensuite, il se produit un phénomène intéressant à mesure que la contrainte posturale se renforce : Le MSC de l'archet reste stable, tandis que les MSC des marqueurs du tronc (buste et tête) augmentent conjointement, jusqu'à 1.4 Hz en situation d'immobilisation complète. Les tests post-hoc LSD réalisés sur le croisement des facteurs condition posturale et marqueur confirment des différences de MSC significatives entre les marqueurs d'archet et du tronc pour chacune des trois contraintes d'immobilisation posturale. Dans le cas de la contrainte d'immobilisation physique par le buste seul, il apparaît aussi une différence significative de MSC entre les marqueurs du torse et de la tête.

Il ressort également de la MANOVA un effet significatif du facteur de mode d'archet sur les MSC des trois marqueurs ($F_{2,12} = 83.69; p < 0.05^{***}$). Dans la figure 6.9(b), on peut en effet observer une baisse significative de MSC du mode *détaché* au mode *legato*. Les tests post-hoc LSD montrent que cette baisse est la plus importante pour l'archet, ce qui est logique puisque les fréquences des mouvements d'archet sont plus élevées en *détaché* qu'en *legato*, quelle que soit les conditions posturales.

6.3.5 Discussion

6.3.5.1 La cohésion métrique

Les résultats fournis par la MANOVA nous permettent en premier lieu de constater l'effet de la contrainte posturale sur la *cohésion métrique* entre le tronc et l'archet (figure 6.9(a)). En effet, d'une situation naturelle de cohésion entre les centroïdes métriques des marqueurs sur les deux modes de jeu, il se produit progressivement une perte de cohérence, avec l'augmentation des centroïdes métriques des marqueurs du tronc (*midtorso*, *head*) par rapport à l'archet (*bow*), au fur et à mesure que la contrainte posturale se renforce. Cette perte de cohésion se révèle ainsi dès la consigne d'immobilisation mentale du tronc (SM). En situation d'immobilisation partielle par le buste seul (SC), on constate que le torse (l'élément contraint) est plus affecté par la rupture métrique que la tête. En situation d'immobilisation complète par le buste et la tête (SCH), la perte de cohésion métrique avec l'archet augmente encore et de manière similaire pour le torse et la tête.

Le fait de limiter les mouvements ancillaires des violoncellistes a donc eu pour conséquence de détériorer leur cohésion métrique naturelle avec l'archet. Il est intéressant ici de faire le rapprochement avec les principes de la cognition incarnée (*embodied cognition*), selon lesquels les unités métriques de la structure musicale sont encodées dans des segments corporels ou unités motrices de taille proportionnelle [Toiviainen 2010, Palmer 2013, Leman 2014] (cf section 2.6.4.2). Par exemple, le tronc est de grande dimension et encode donc naturellement les unités rythmiques les plus grandes, c'est-à-dire les plus lentes. A l'inverse, la main qui tient l'archet est une extrémité corporelle de petite dimension, qui encode ainsi des unités métriques plus petites et plus rapides. Nos résultats montrent que le fait de limiter les mouvements du tronc même partiellement résulte en une rupture de l'encodage métrique naturel et des principes essentiels de la cognition incarnée. Plus la contrainte posturale est grande, plus le tronc se met à osciller à des fréquences trop élevées par rapport à ses périodicités propres. Les éléments du tronc, le buste comme

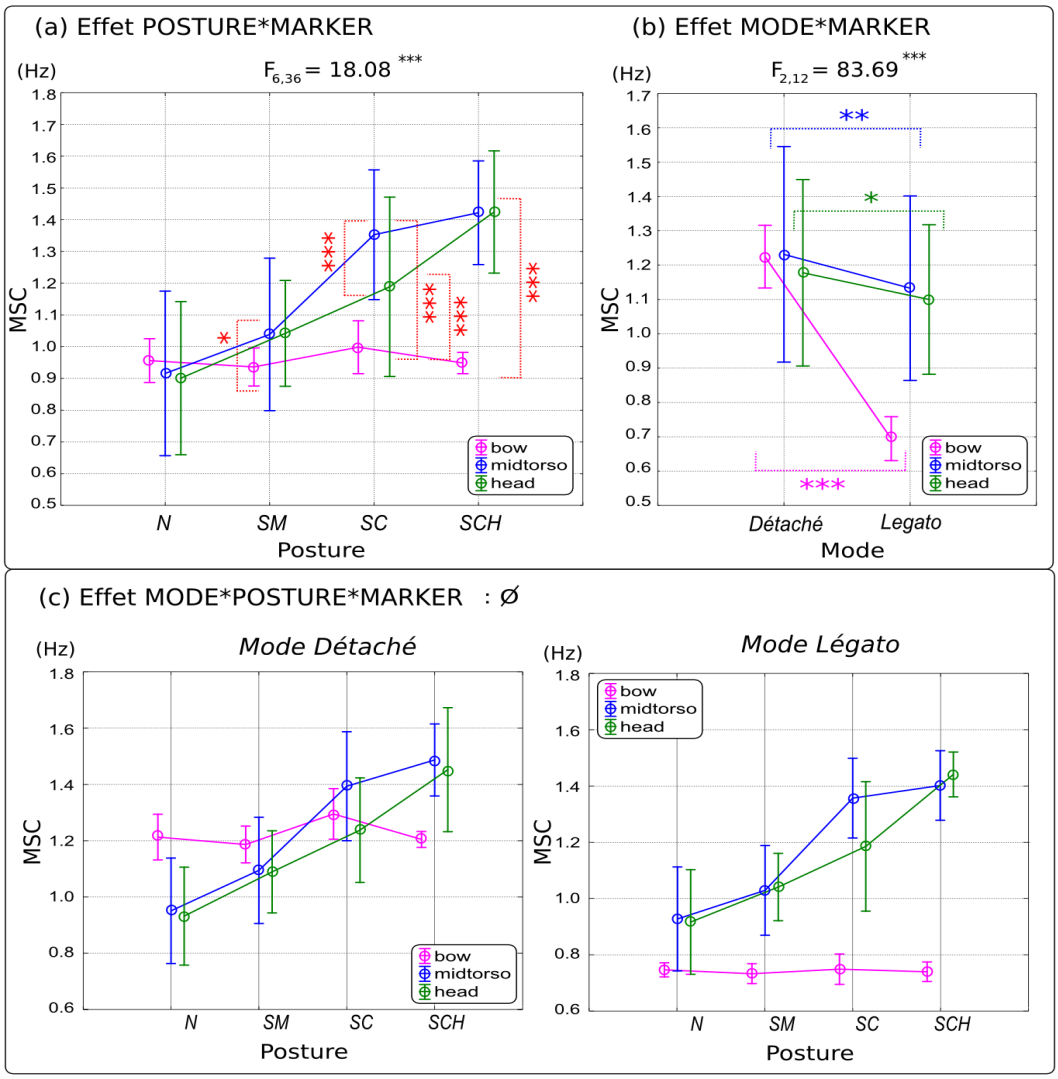


FIGURE 6.9 – MANOVA sur les valeurs moyennes des trois descripteurs de centroïde métrique (MSC) de marqueurs (*bow, midtorso, head*). Cette MANOVA comporte trois variables, deux facteurs et est effectuée par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes. **(a)** Effet du facteur Posture. **(b)** Effet du facteur Mode d'archet. **(c)** Effet du croisement des facteurs [Posture-Mode].

la tête, auraient donc un rôle très important à tenir par rapport aux unités métriques les plus lentes de la partition, c'est-à-dire celles relatives au phrasé musical.

Par ailleurs, la *cohésion métrique* naturelle entre les mouvements ancillaires du tronc et instrumentaux de l'archet, s'exprime différemment selon le mode de jeu (figure 6.9(c)). En mode d'archet *détaché*, les MSC du tronc sont naturellement inférieurs au MSC de l'archet. Les contraintes posturales ont pour effet de faire monter les MSCs du tronc au même niveau voire plus que celui de l'archet. Il y a donc potentiellement une situation de couplage métrique ancillaire/instrumental du fait des contraintes posturales. Ce couplage se produit essentiellement entre le buste et l'archet (figure 6.5(c)). En mode d'archet *legato*, c'est l'inverse : Les MSCs du tronc sont naturellement supérieurs au MSC de l'archet. Le renforcement des contraintes posturales accentue un découplage de la métrique ancillaire/instrumental, ce qui est un résultat cohérent avec l'étude du couplage spectral tronc/archet (figure 6.5(c)).

6.3.5.2 Relations entre durées de séquence et unités de centroïde métriques

Calcul des durées moyennes de séquences Pour aller un peu plus loin, on peut tâcher de décrypter les changements globaux de métrique induits par les contraintes posturales en localisant les unités métriques associées en moyenne aux MSCs des violoncellistes. La relation entre un centroïde métrique et son unité associée est dépendante du spectre global des périodicités du mouvement, et donc de la vitesse d'exécution de la séquence. Pour cette raison, nous calculons la durée moyenne des séquences de notes correspondant à la Partie 4, en fonction des combinaisons de mode de jeu et condition posturale (table 6.1).

TABLE 6.1 – Durée moyenne des séquences de notes de la Partie 4 pour chacun des sept violoncellistes, en fonction des modes d'archet et des conditions posturales. La colonne "Différence" représente pour chaque violoncelliste le pourcentage d'augmentation ou de réduction des durées de séquence dans les situations posturales contraintes par rapport à la durée nominale de la situation normale. Le pourcentage est surligné en jaune en cas de réduction de la durée nominale, c'est-à-dire lorsqu'un violoncelliste a joué plus vite que la normale.

(a) Mode *détaché*

	Condition	Durée	Différence
Sujet 1	N	10.82 s	∅
	SM	10.25 s	-5.24 %
	SC	10.34 s	-4.46 %
	SCH	10.16 s	-6.16 %
Sujet 2	N	9.83 s	∅
	SM	9.84 s	+0.11 %
	SC	9.01 s	-8.32 %
	SCH	9.48 s	-3.54 %
Sujet 3	N	9.39 s	∅
	SM	9.14 s	-2.64 %
	SC	9.16 s	-2.41 %
	SCH	9.06 s	-3.49 %
Sujet 4	N	8.86 s	∅
	SM	9.72 s	+9.78 %
	SC	9.96 s	+12.40 %
	SCH	9.33 s	+5.36 %
Sujet 5	N	8.69 s	∅
	SM	8.33 s	-4.08 %
	SC	7.80 s	-10.15 %
	SCH	8.36 s	-3.77 %
Sujet 6	N	9.45 s	∅
	SM	9.02 s	-4.56 %
	SC	8.78 s	-7.16 %
	SCH	10.38 s	+9.74 %
Sujet 7	N	9.51 s	∅
	SM	9.48 s	-0.30 %
	SC	9.04 s	-5.01 %
	SCH	8.68 s	-8.71 %

(b) Mode *legato*

	Condition	Durée	Différence
Sujet 1	N	10.65 s	∅
	SM	11.06 s	+3.82 %
	SC	11.21 s	+5.28 %
	SCH	10.58 s	-0.67 %
Sujet 2	N	9.62 s	∅
	SM	10.40 s	+8.05 %
	SC	9.38 s	-2.51 %
	SCH	9.53 s	-1.01 %
Sujet 3	N	9.96 s	∅
	SM	9.57 s	-3.90 %
	SC	9.81 s	-1.49 %
	SCH	9.75 s	-2.08 %
Sujet 4	N	9.36 s	∅
	SM	9.82 s	+4.92 %
	SC	9.71 s	+3.67 %
	SCH	9.21 s	-1.62 %
Sujet 5	N	9.32 s	∅
	SM	9.44 s	+1.28 %
	SC	8.08 s	-13.30 %
	SCH	8.78 s	-5.72 %
Sujet 6	N	9.84 s	∅
	SM	9.38 s	-4.68 %
	SC	8.76 s	-10.97 %
	SCH	9.83 s	-0.13 %
Sujet 7	N	10.44 s	∅
	SM	10.26 s	-1.73 %
	SC	10.38 s	-0.64 %
	SCH	9.74 s	-6.76 %

Lorsqu'on effectue une ANOVA par mesures répétées sur cette information de durée, en fonction des facteurs [Posture-Mode] dans le plan des sept violoncellistes, l'analyse ne s'avère pas être significative. Cela rappelle le résultat obtenu par [Wanderley 2005] à propos des clarinettistes, où il est dit que l'ANOVA de leurs durées de séquence entre conditions de jeu (*standard, expressif, immobile*) se révélait un peu "timide" (*feel shy of significance*). Suivant la même alternative que Wanderley, nous avons inspecté les valeurs de durée par violoncelliste en les moyennant sur les trois répétitions de chaque combinaison de facteurs [Posture-Mode]. Les résultats de cette analyse sont présentés dans la table 6.1. On y interprète - sous forme de pourcentages - les changements de durée d'exécution moyenne des séquences dans les situations contraintes, par rapport à la situation normale. Parallèlement, chaque valeur de centroïde métrique (MSC) est affectée à l'unité métrique qui lui correspond dans le spectre en fréquences. La figure 6.10 présente ces unités métriques de MSC par mode de jeu et condition posturale pour chaque sujet. Dans les deux paragraphes suivants, nous les interprétons en relation avec les durées effectives moyennes des séquences de Partie 4, pour chaque mode de jeu.

Mode d'archet *détaché* En mode de jeu *détaché*, la figure 6.10(a) nous révèle que l'unité métrique associée au centroïde d'archet (*MSC bow*) reste très stable, principalement fixée sur 3/4T, quelles que soient les conditions posturales. Dans les situations contraintes en effet, peu de violoncellistes synchronisent leur archet sur une unité métrique inférieure (-) ou supérieure (+) par rapport à la situation normale : $SM = -1/7$, $SC = +1/7$, $SCH = +1/7$. En revanche, une majorité de violoncellistes synchronisent leur tronc sur une unité métrique supérieure (plus rapide) lorsque la contrainte posturale se renforce : pour l'unité associée au centroïde de buste (*MSC midtorso*) : $SM = +2/7$, $SC = +5/7$, $SCH = +6/7$, et pour l'unité associée au centroïde de tête (*MSC head*) : $SM = +4/7$, $SC = +5/7$, $SCH = +7/7$. Ces résultats indiqueraient que les violoncellistes ne changent pas dans l'ensemble la métrique de leurs coups d'archet *détachés*, malgré la nette augmentation de leurs métriques de tronc. Il s'agit d'une déduction en accord avec les comportements de centroïdes métriques observés figure 6.9(c).

L'observation des durées de séquence en mode de jeu *détaché* (table 6.1(a)) nous révèle une plus grande proportion de violoncellistes à avoir joué plus rapidement que la normale, quelle que soit la situation de contrainte posturale : $SM = +5/7$, $SC = +6/7$, $SCH = +5/7$. Des résultats similaires ont été obtenus par [Wanderley 2005], montrant que les clarinettistes se mettent dans l'ensemble à jouer plus vite sous contrainte mentale d'immobilisation posturale. Wanderley a alors proposé que ce phénomène traduise une *perte du sens du temps* par les instrumentistes : *"Eliminating body movement takes away a means for being aware of the passage of time"* [Wanderley 2005]. Ici nous allons un petit peu plus loin, puisque nous montrons que cette perte de conscience du passage du temps provient d'une synchronisation incorrecte des oscillations ancillaires sur des unités métriques plus courtes (ou rapides) de la structure musicale (unités associées à *MSC midtorso* et *MSC head*). Par ailleurs, quand les séquences sont jouées plus vite en situation contrainte, les fréquences associées aux spectres de mouvement de l'archet augmentent globalement (voir figure 6.2(2) pour un exemple). Le fait que le centroïde métrique d'archet reste calé sur la même unité malgré cette augmentation globale de fréquences indiquerait que la périodicité centrale de l'archet (à 3/4T) s'est renforcée sous la contrainte posturale (l'énergie s'est concentrée autour de ce pic de périodicité). Nous supposons que ce phénomène traduise un manque de souplesse dans l'exécution instrumentale sous la contrainte, et des difficultés à compenser l'apparition des oscillations rapides du tronc lors des coups d'archet *détachés*.

Mode d'archet *legato* La figure 6.10(b) nous révèle que, contrairement à ce qui se passait en mode *détaché*, le centroïde métrique des coups d'archet *legato* a tendance à se synchroniser sur des unités inférieures (c'est-à-dire plus lentes) dans les situations posturales contraintes (généralement de 1T en normal à 4/3T en contraint). On peut aussi constater que ce changement d'unité métrique associée au centroïde

d'archet (*MSC bow*) se produit pour une majorité de violoncellistes, et d'autant plus fréquemment que la contrainte posturale se renforce : $SM = -2/7$, $SC = -4/7$, $SCH = -4/7$. En revanche, comme pour le mode *détaché*, une majorité de violoncellistes synchronisent leur tronc sur une unité métrique supérieure (plus rapide) lorsque la contrainte posturale se renforce : Pour l'unité associée au centroïde de buste (*MSC midtorso*) : $SM = +1/7$, $SC = +6/7$, $SCH = +6/7$, et pour l'unité associée au centroïde de tête (*MSC head*) : $SM = +2/7$, $SC = +5/7$, $SCH = +6/7$. Ces résultats indiqueraient que les violoncellistes réagissent dans l'ensemble à la nette augmentation de leurs métriques de tronc, par des diminutions de la métrique de leurs coups d'archet *legato*. Même si cela traduirait un intéressant effet de compensation métrique, cette déduction semble paradoxale de prime abord avec la stabilité en terme de fréquences des centroïdes métriques observée figure 6.9(c). Nous allons tenter de l'expliquer grâce aux informations sur les durées de séquences.

L'observation des durées de séquence en mode de jeu *legato* (table 6.1(b)) nous révèle une plus grande proportion de violoncellistes à avoir joué plus rapidement que la normale, à mesure que la contrainte posturale se renforce : $SM = +3/7$, $SC = +5/7$, $SCH = +7/7$. Ce résultat, similaire à celui obtenu en mode de jeu *détaché*, est intéressant car il suggère que les violoncellistes accélèrent leur jeu inconsciemment lors des coups d'archet *legato*, et perdent donc aussi davantage le sens du temps (cf [Wanderley 2005]) à mesure qu'ils perdent l'usage de leurs mouvements ancillaires. A priori, cette accélération du jeu sous la contrainte se retrouverait sous la forme d'une augmentation progressive des oscillations ancillaires du tronc vers des unités métriques plus courtes (ou rapides) de la structure musicale (unités associées à *MSC midtorso* et *MSC head*). A l'inverse, la métrique d'archet tend à se synchroniser sur des unités métriques plus lentes que la normale (généralement 1T en normal contre 4/3T en contraint), et comme nous avons constaté une stabilité fréquentielle du centroïde métrique d'archet quelle que soit la condition posturale (figure 6.9(c)), cela signifie qu'il est possible que : $1T_N \approx 4/3T_{SCH}$ car $T_N > T_{SCH}$. Physiquement, ce résultat indiquerait que les périodicités basse-fréquence de l'archet en mode *legato* se sont renforcées avec les contraintes posturales pour une majorité de violoncellistes. Nous supposons que le phénomène traduise une meilleure capacité à compenser les contraintes posturales, et notamment l'augmentation intempestive des oscillations ancillaires du tronc, lors des coups d'archet *legato* que lors du jeu *détaché*.

Remarques supplémentaires Ces déductions sont soutenues par les retours des violoncellistes lors de leur interview, où reviennent fréquemment des difficultés liées à la gestion rythmique dans cette séquence de Partie 4 sous contrainte posturale, plus importantes en mode d'archet *détaché* que *legato*. Même si le temps d'exécution de la séquence est globalement plus court sous la contrainte quel que soit le mode de jeu, les violoncellistes semblent parvenir à compenser davantage l'emballement fréquentiel du tronc par des métriques d'archet plus lentes lors des longs coups d'archet. On peut y voir une différence en terme de comportement moteur sous la contrainte par mode d'archet : en *legato*, la baisse de métrique des coups d'archet suggère la mise en place d'une ***stratégie de coordination articulée***, alors qu'en *détaché*, le maintien de la métrique des coups d'archet suggère un renforcement "involontaire" d'une ***stratégie de coordination en bloc***. Ces déductions semblent également compatibles avec l'augmentation des aires d'oscillation posturale sur la plateforme de force lors des contraintes d'immobilisation physique, où le déséquilibre engendré s'avère plus important en mode d'archet *détaché* que *legato* (cf section 5.2.4.3).

Enfin, notons le cas particulier du sujet 4, qui ne semble pas avoir réagi aux contraintes posturales de la même façon que les six autres violoncellistes. Celui-ci a en effet eu majoritairement tendance à ralentir plutôt qu'accélérer en situation de contrainte posturale, et particulièrement lors du jeu *détaché* (cf table 6.1(a)). Nous pensons pouvoir expliquer ce phénomène sur la base de son interview, où la violoncelliste a fait part de son adaptation respiratoire aux contraintes posturales. Elle dit avoir chercher à compenser les contraintes en *respirant mieux par le ventre* et pas seulement juste au niveau de la poitrine, conséquence peut-être d'une mauvaise habitude. Ainsi, un besoin d'adaptation physiologique pourrait avoir été la cause

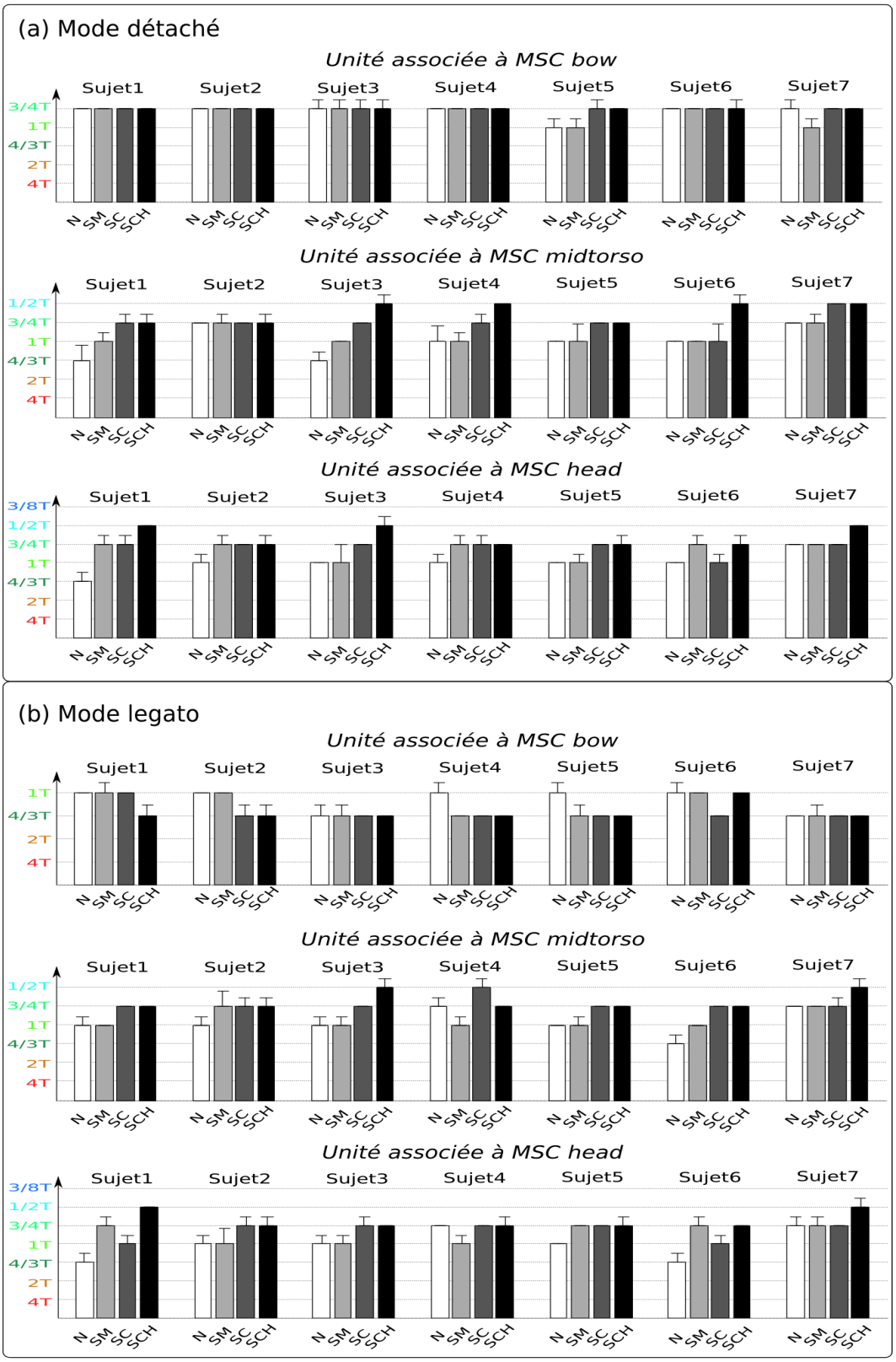


FIGURE 6.10 – Unités métriques associées au centroïde métrique (MSC) des trois marqueurs (*bow, midtorso, head*). Les valeurs moyennes des unités sont représentées pour chaque violoncelliste le long des conditions posturales, en fonction des deux modes d'archet : (a) *détaché*, (b) *legato*

d'un ralentissement de son jeu, et d'une recherche de plus grande sécurité lors des situations contraintes. Dans tous les cas, ce réflexe compensatoire traduirait bien une gêne éprouvée pour jouer sereinement en l'absence des mouvements posturaux, ainsi qu'une dysfonction dans le rapport du corps au temps musical.

6.4 Effets de la posture sur le phrasé musical

La section précédente a montré que les éléments de métrique de la partition étaient bien encodés / incorporés en différentes parties du corps des violoncellistes. En contraignant les musiciens posturalement, on induit des changements perceptifs quant à leur sens naturel du classement de ces unités métriques. Certaines unités rapides (ou courtes) se retrouvent alors incorrectement encodées dans des segments corporels à fort moment d'inertie comme ceux du tronc, ce qui laisse supposer plus globalement une désorganisation du rythme intérieur et de la façon de percevoir le temps musical. Dans cette section, nous investiguons les effets potentiels des contraintes posturales sur les déviations de tempo naturelles (altérations rythmiques) et les déviations de timbre naturelles (altérations spectrales) [2]. Ces indicateurs d'altération du phrasé musical naturel seront corrélés aux variations de geste instrumental et notamment celles des vitesses de l'archet.

6.4.1 Altérations rythmiques du phrasé musical

6.4.1.1 Influences de l'élan corporel sur le rythme

Comme nous l'avons expliqué section 2.6, le rythme correspond à une série d'impulsions, dont l'espacement temporel est conditionné par une perception claire de la pulsation, à savoir le *temps battement* permettant le découpage métrique, et la pré-organisation spatiale du mouvement traduite dans le *temps espace*, qui anticipe les vitesses à communiquer à l'archet [Hoppenot 1981]. Le phrasé musical s'élabore donc en premier lieu sur une organisation motrice adéquate et ressentie de ces impulsions. Et de la même manière qu'un orateur cherche à trouver la bonne impulsion pour fournir cohérence et régularité à la conduite de son discours, le musicien doit trouver le bon élan moteur à fournir à son geste pour que les mouvements s'enchainent d'eux-mêmes au sein du phrasé qui les regroupe. Ce phénomène caractérise un mécanisme intrinsèque de *coarticulation rythmique* [Godøy 2010].

Comme les contraintes posturales provoquent des altérations de la cohésion métrique entre le tronc et l'archet (cf section 6.3.5), on peut supposer que la coarticulation rythmique et donc la cohérence perceptive des impulsions rythmiques constitutives du discours musical, en ressort également altérée. A priori, cela n'est pas visible directement dans la métrique globale de l'archet, puisque son centroïde spectral métrique (MSC) reste stable malgré le renforcement des contraintes posturales (cf figure 6.9). Cependant, les séquences sont jouées globalement plus vite lors des situations de contrainte posturale (cf table 6.1), ce qui pourrait indiquer des déstabilisations dans l'organisation rythmique locale de certaines notes de la Partie 4. Rien n'empêche en effet que, pour un petit groupe de notes requérant des manipulations instrumentales plus complexes comme par exemple plus de coordination entre les deux bras, les contraintes posturales n'altèrent localement la perception du rythme à l'origine de l'élan corporel et de la conduite du son.

6.4.1.2 Descripteur de variation rythmique

De nombreuses études représentent la perception rythmique à l'aide de courbes de déviations du tempo local sur chaque note [Canazza 1997b, De Poli 1998, Drake 1998, Dahl 2000, Penel 2004]. Une déviation locale de tempo d_n pour chaque note n peut se calculer comme un simple rapport entre ses

2. Des éléments de cette étude font l'objet d'un chapitre d'ouvrage [Rozé 2016]

durées théorique et réelle. Cette information de durée nous est donnée par l'IOI de la note (l'intervalle de temps entre son attaque et celle de la note suivante) :

$$d_n = \frac{IOI_n^{\text{theorique}}}{IOI_n^{\text{reel}}} \tag{6.2}$$

Un rapport inférieur à un signifie que la note a été jouée plus lentement que le tempo théorique (45 bpm). Dans le cas contraire (rapport plus grand que un), elle a été jouée plus vite.

Pour caractériser les différences de phrasé musical sur le plan rythmique, nous nous intéressons à l'amplitude de variation de ces déviations rythmiques, c'est-à-dire à la proportion de déviation des durées de notes par rapport à la déviation de tempo moyenne. On définit ainsi le descripteur de variation rythmique σ_{rythme} comme un écart-type des déviations de tempo des notes d'une séquence :

$$\sigma_{rythme} = \left(\frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N} (d_n - \bar{d})^2 \right)^{\frac{1}{2}} \qquad \text{avec} \quad \bar{d} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N} d_n \tag{6.3}$$

où d_n est la déviation de tempo locale à la $n^{\text{ème}}$ note, et $\bar{d}$ est la moyenne des déviations d_n sur le nombre de notes N d'une séquence.

6.4.1.3 Représentation des déviations de tempo

Dans la figure 6.11, on représente les déviations de tempo locales (équation 6.2) associées à la Partie 4, moyennées sur les trois répétions de chaque musicien, dans les deux modes d'archet, pour les situations posturales de jeu normale et contrainte complète. Cette figure montre d'abord que tous les violoncellistes induisent des déviations de tempo par rapport à la durée théorique de chaque note. En effet, dans le cas où chaque note jouée possèderait exactement la même durée que celle fixée par le tempo théorique, on obtiendrait un profil temporel complètement plat, égal à un. En réalité, il n'en est rien, et même si on demandait aux musiciens de jouer rigoureusement chaque note à leur tempo théorique, ils ne pourraient s'empêcher d'introduire de légères déviations, en raison des contraintes biomécaniques de l'interaction avec l'instrument, mais surtout de la manière de grouper les éléments de la structure métrique pour construire des phrases [Drake 1998, Penel 2004].

Sur la Partie 4 de notre partition, les profils temporels des musiciens présentent des oscillations régulières autour de la valeur 1, ce qui semble suggérer qu'ils alternent raccourcissements (déviation rythmique supérieure à 1) et allongements (déviation rythmique inférieure à 1) des notes, de manière à garder une cohérence avec le tempo métronomique intrinsèque de 45 bpm. On peut également constater que ces alternances rythmiques semblent de plus grande amplitude lors des deux premiers temps de la première mesure, qui correspondent à des rythmes syncopés de type double-croche pointée triple. A l'exception du changement de mesure, c'est aussi sur cette plage de notes que la contrainte posturale complète (par le buste et la tête) semble avoir le plus d'effets par rapport à la situation de jeu libre, et notamment sur le motif de quatre notes correspondant au premier temps. On note toutefois des différences de ces effets selon le mode d'archet : En mode *legato*, ces effets sont quasi inexistants, ce qui tend à montrer une capacité globale des violoncellistes à rester isochrone dans leurs variations de tempo malgré la contrainte. En mode *détaché* en revanche, les effets sont bien visibles sur l'ensemble des violoncellistes, et se traduisent par des variations rythmiques (amplitudes de déviation de tempo) globalement plus grandes sous la contrainte, c'est-à-dire par plus d'irrégularités rythmiques.

Cette observation sur le premier temps du mode *détaché* laisse à supposer que les violoncellistes ont dans l'ensemble ressenti plus de difficultés pour conserver une cohérence rythmique pendant l'exécution du motif de quatre notes. On peut notamment constater que dans ce mode d'archet, la toute première note

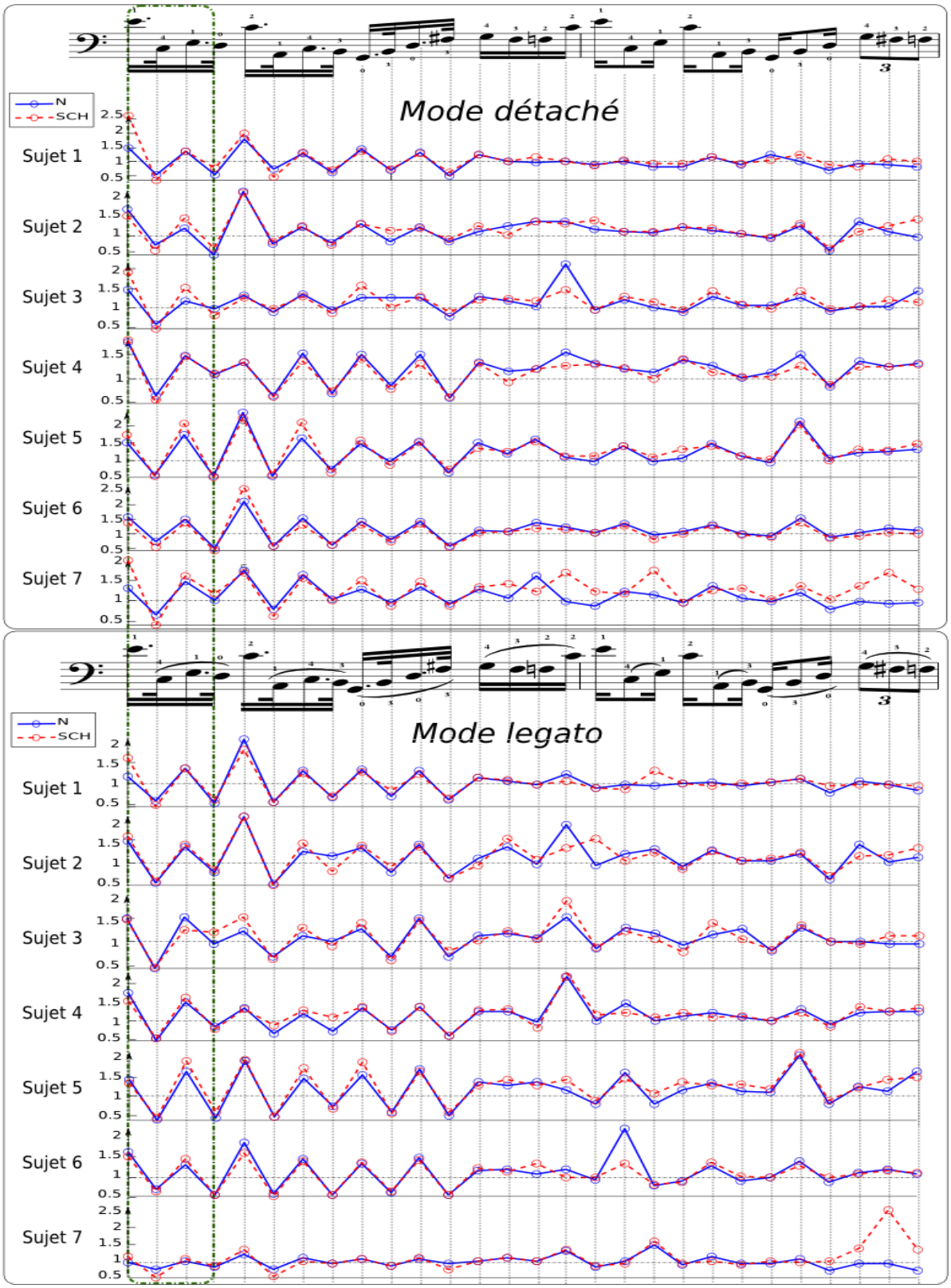


FIGURE 6.11 – Déviations locales de tempo moyennées pour chaque violoncelliste sur les notes de la séquence (Partie 4) dans les deux modes d'archet. La valeur 1 signifie qu'il n'y a pas de déviations. Une déviation inférieure à 1 signifie un rallongement de la durée de la note, c'est-à-dire un ralentissement local du tempo, alors que supérieure à 1 signifie un raccourcissement de la durée de la note, et donc une accélération locale du tempo. Pour chaque note, les déviations de tempo sont moyennées sur les trois répétitions d'un violoncelliste entre les deux conditions posturales extrêmes : Normale (N) et Contrainte complète (SCH)

(un Mi3) est fréquemment raccourcie par les violoncellistes, ce qui correspondrait à une altération de l'élan initial nécessaire à l'organisation du phrasé dans le motif. Le déséquilibre du phrasé musical viendrait du raccourcissement excessif de cette première note (un Mi3 double-croche pointée) qui résulte en un plus grand rallongement de la note suivante (un Do2 triple croche), et propage l'irrégularité à l'ensemble du motif des 4 notes. Il est intéressant de remarquer que les violoncellistes produisent cette irrégularité rythmique essentiellement sur le premier temps, et non sur le motif du deuxième temps qui a pourtant une structure semblable. En fait, la grande différence entre les deux motifs réside dans la difficulté du démanché de la main gauche, où le glissement sur le manche doit être effectué plus rapidement après la première note du premier motif qu'après celle du deuxième motif. Il est fort probable que la contrainte posturale a compliqué grandement la réalisation de ce démanché déjà difficile, et entraîné le raccourcissement excessif de la première note. En accord avec [Mantel 1995], cela suggère un rôle essentiel de la flexibilité de la colonne vertébrale dans la gestion de grands démanchés, nécessitant une très bonne coordination des deux mains.

6.4.1.4 Influence des contraintes sur les variations rythmiques

Pour tenter de confirmer ces observations de manière générale, nous avons analysé l'influence des quatre contraintes posturales sur le descripteur de variations rythmiques (équation 6.3). Les tendances sont analysées pour chaque violoncelliste (intra-sujets) puis sur tous les musiciens (inter-sujets).

Tendances intra-sujets Les variations rythmiques ont d'abord été calculées intra-sujets à partir des déviations de toutes les notes de la séquence de Partie 4 (N=28). Comme on pouvait s'y attendre d'après les déviations de tempo observées figure 6.11, il n'y a pas de tendances qui se dégage nettement entre conditions posturales dans ce contexte. En revanche, si l'on se focalise sur le premier motif de quatre notes de la séquence (N=4), une tendance semble apparaître pour le mode d'archet *détaché*. La figure 6.12(a) montre en effet pour ce mode un accroissement sensible des variations rythmiques avec la contrainte posturale, sur presque tous les violoncellistes.

Tendances inter-sujets Pour évaluer la stabilité inter-sujets du descripteur de variation rythmique, on applique l'analyse de variance (ANOVA) à 2 facteurs [Mode-Posture] par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes. Une première ANOVA est réalisée sur les variations rythmiques de toutes les notes de la séquence (N=28). Comme on pouvait s'y attendre, il ne ressort pas de tendances significatives entre les conditions posturales dans ce contexte.

En revanche, une ANOVA effectuée sur des variations rythmiques des quatre premières notes de la séquence (N=4), révèle un effet marginalement significatif du facteur Posture ($F_{3,18} = 2.74$), ainsi qu'un effet d'interaction significatif entre les deux facteurs [Mode-Posture] ($F_{3,18} = 3.50; p < 0.05^*$). Ces résultats, présentés figure 6.12(b), illustrent bien une tendance globale d'augmentation des variations rythmiques avec la contrainte posturale. La figure 6.12(b1) montre que la différence de variations rythmiques n'est globalement significative qu'entre les conditions posturales normale (N) et contrainte complète (SCH). La séparation par mode d'archet (figure 6.12(b2)) confirme le peu d'effets de la contrainte posturale sur les variations rythmiques en mode d'archet *legato*. En revanche pour le mode d'archet *détaché*, on constate bien une augmentation progressive des variations rythmiques avec la contrainte posturale. Les tests post-hoc LSD associés à l'interaction des facteurs dans ce mode d'archet révèlent que l'augmentation est significative entre la situation de jeu normale et les trois contraintes posturales.

A noter que d'autres ANOVA du même type ont été menées sur des groupes de notes progressivement plus grands, mais il s'avère que dès le groupe des N=8 premières notes, la tendance observée en mode d'archet *détaché* perd sa significativité.

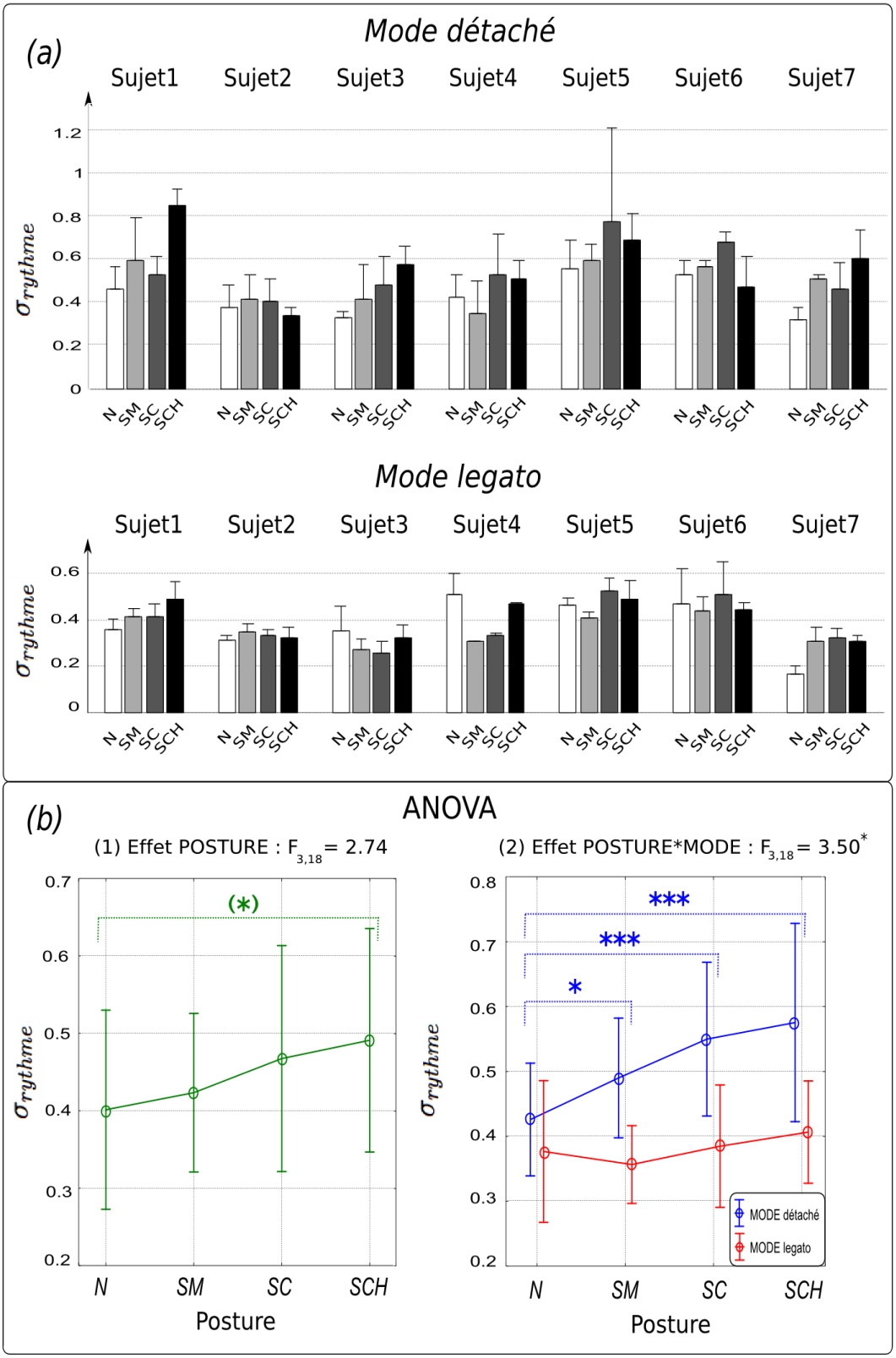


FIGURE 6.12 – Variations rythmiques moyennes sur les 4 premières notes de la séquence de Partie 4 (équation 6.3). **(a)** Variations rythmiques intra-sujets. **(b)** ANOVA sur les variations rythmiques inter-sujets. Cette ANOVA contient 2 facteurs [Posture-Mode] et est effectuée par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes.

6.4.1.5 Discussion

En premier lieu, ces analyses démontrent que sur le plan des déviations rythmiques, les violoncellistes ont dans l'ensemble bien réussi à rester expressif dans les situations d'immobilisation posturale. En effet, sur la séquence complète de 28 notes, nous n'avons pas trouvé de différences significatives entre les variations rythmiques naturelles et contraintes. Cela est cohérent avec la constance observée précédemment pour le centroïde métrique de l'archet au travers des conditions posturales dans les deux modes d'archet (figure 6.9(a)).

Influence sur les coups d'archet courts Cependant, de manière intéressante, nous avons trouvé que des différences significatives de variations rythmiques entre conditions posturales apparaissent sur le premier temps, c'est-à-dire les quatre premières notes de la séquence. Ces quatre premières notes correspondent à un motif syncopé de deux doubles croches pointées triples. Conformément à l'intuition développée section 6.4.1.3, les différences sur ce motif s'expriment par un accroissement global (pour tous les violoncellistes) des variations rythmiques lorsque les contraintes posturales se renforcent. Cet effet est particulièrement significatif en contrainte d'immobilisation posturale par le buste et la tête, et n'apparaît réellement que pour le mode de jeu court d'archet (*détaché*), non pour les longs coups d'archet englobant plusieurs notes (*legato*). Ces résultats permettent de faire deux déductions concernant l'influence des mouvements posturaux sur l'expressivité rythmique du violoncelliste : tout d'abord, la liberté de mouvement de la tête semble essentielle pour garantir une cohérence du phrasé rythmique sur les passages syncopés. Privés de leurs mouvements de tête, la cohérence rythmique des quatre notes syncopées se délite et dégénère en bousculade, ce qui se traduit par des notes fréquemment jouées trop courtes ou trop longues, comme si les musiciens perdaient la capacité de les anticiper temporellement (cf figure 6.11). Et ensuite, les mouvements de tête naturels permettraient de faciliter l'exécution des synergies mises en oeuvre lors de coups d'archets *détaché*, qui sont plus complexes que lors de coups d'archets *legato*. En effet, le motif structurel nécessite quatre coups d'archet séparés en mode *détaché* contre deux seulement en mode *legato*. Ainsi, lorsque la commande motrice planifiée pour l'archet est complexe et implique des réorganisations du mouvement plus fréquentes (mode d'archet *détaché*), la commande posturale de la tête semble davantage sollicitée pour anticiper correctement les déviations rythmiques.

Influence sur les démanchés rapides Lorsque la contrainte posturale est forte, la complexité de la commande motrice liée à l'archet ne serait pas la seule raison expliquant les difficultés rythmiques des violoncellistes sur le premier motif de quatre notes syncopées. En effet, la figure 6.11 en mode d'archet *détaché* permet de se rendre compte que les deuxième et troisième temps, de structure syncopée similaire au premier temps (double-croches pointées triple), ne présentent pas de différences significatives des variations rythmiques avec la contrainte posturale. Comme nous l'avons expliqué section 6.4.1.3, c'est effectivement la présence du démanché rapide de la main gauche dans le premier motif qui complique son exécution par rapport aux deux autres de structure similaire. Lorsque les violoncellistes ont leur buste et tête immobilisés, ils semblent fréquemment réagir par une précipitation dans l'exécution de ce démanché rapide, ce qui est déjà en situation normale une tendance involontaire si l'on en croit les pédagogues du violon [Hoppenot 1981, Sulem 2002] et du violoncelle [Mantel 1995, Gagnepain 2001] : *Il faut respecter le rythme musculaire de la main gauche. Une fréquente erreur consiste à raccourcir la note qui précède le démanché. En effet, par crainte et pour le préparer, on bouscule l'instant du déplacement, ce qui détruit le rythme musical et la fluidité du geste* [Sulem 2002]. Notons que le motif de syncopette (double-coche/croche/double-croche) sur trois notes au début de la deuxième mesure présente le même démanché difficile mais en plus lent (de Mi3 à Do2). Or les variations rythmiques de ce motif semblent peu

impactées par la contrainte posturale complète. Par conséquent, nous pouvons déduire de ces observations que c'est l'association d'une difficulté d'archet (commande motrice main droite) et d'une difficulté de démanché (commande motrice main gauche) qui génère la déstabilisation rythmique sous contrainte posturale. Cela prouverait que les mouvements naturels de la tête du violoncelliste et plus globalement de son contrôle primaire (lien tête-buste), jouent un rôle fondamental dans la coordination entre les deux mains. En fait, lors de l'exécution simultanée de synergies complexes à chaque bras, les deux mains s'influencent mutuellement selon le principe de *transfert bilatéral* décrit section 2.8.6.2 : *Le démanché ne concerne pas la main gauche seulement, mais c'est bien le rôle de l'archet de déterminer la qualité du démanché. La vitesse de l'archet s'aligne sur celle du démanché et est adaptée au tempo* [Sulem 2002]. On peut donc supposer que la contrainte posturale par le buste et la tête nuit à la prédiction conjointe des vitesses d'archet et de démanché.

La conscience du temps Ces résultats mettent en évidence le rôle des mouvements posturaux du violoncelliste dans la prédiction temporelle de ses gestes instrumentaux et sa *coarticulation rythmique*. Rappelons-nous en effet que les actions motrices du violoncelliste sont planifiées et exécutées comme des séries de *postures cibles*, coïncidant avec des points de vitesse minimale de l'archet ou de moindre effort du mouvement global (cf section 2.6.3). Le fait de limiter progressivement les déplacements posturaux du buste et de la tête empêcherait de plus en plus les violoncellistes d'atteindre ces fameuses postures cibles pré-planifiées, et d'assurer les modulations rythmiques adéquates, tout du moins en mode d'archet court *détaché*. On voit donc bien ici se tisser un lien entre la flexibilité liée au maintien de l'équilibre postural et la rythmique instrumentale impulsée par l'élan corporel. Privés d'élan corporel adéquat, les violoncellistes réagissent par davantage de modulations rythmiques sur les jeux d'archet courts pour garder une *conscience du passage du temps*. Cette déduction est soutenue par plusieurs études dont celle de [Repp 1999b], qui montre l'existence d'un mécanisme d'horloge interne (*mental timekeeper*) contrôlant la coordination motrice et influencé par la perception de la structure musicale. Celle de [Penel 2004] met en évidence le lien entre contrôle moteur et les *compensations perceptives* (c'est-à-dire les plus grandes déviations rythmiques) nécessaires au maintien d'une *égalité subjective* du tempo. On trouve aussi chez [Wanderley 2005] et [Thompson 2012] des preuves de l'importance des mouvements ancillaires de musiciens pour garder la conscience du passage du temps. Enfin, l'apparition d'irrégularités rythmiques plus spécifiques à un contexte de jeu d'archet *détaché* ou "discret" a pu être précisément démontrée par [Maes 2015].

Bloquer la posture des violoncellistes équivaudrait ainsi à introduire un biais perceptif de leur horloge interne, qu'ils sont plus ou moins capables de compenser selon la complexité de la tâche motrice programmée. En mode d'archet *legato* ou "continu" [Maes 2015], la tâche resterait relativement simple puisqu'elle se compose juste de deux coups d'archet séparés par un démanché, que les musiciens ajustent sous la contrainte en adoptant une métrique d'archet globalement plus lente (figure 6.9(b)). Les figures 6.5(b) et 6.10(b) nous ont par ailleurs aussi montré que les musiciens étaient capables de découpler et de compenser davantage les différences de métrique entre le tronc et l'archet pour le mode de jeu *legato*, ce qui semble cohérent avec une meilleure capacité à résister au biais perceptif de leur horloge interne sous contrainte posturale (figure 6.12(b2)).

Remarques sur les altérations de la dynamique du phrasé musical Les inflexions temporelles provoquées par la contrainte posturale en mode *détaché* sur le premier motif de quatre notes de Partie 4, traduisent une déformation de la trame naturelle du tempo-rubato. [Gagnepain 2001] précise que le rubato naturel est *le fruit d'une hyperconscience rythmique* et que cette liberté expressive prise par les violoncellistes pour mieux souligner le dessin et la direction d'une phrase, reste toujours contrôlée. Sous les contraintes posturales physiques de buste et de tête, les violoncellistes perdraient ainsi localement la

direction du tempo-rubato. Selon Hoppenot ou Gagnepain, la dynamique de la phrase est directement corrélée aux formes de cette trame du tempo-rubato, et à l'intensité de vie qu'elle contient : *Perdre le tempo-rubato, c'est perdre aussi les nuances du paysage sonore* [Hoppenot 1981]. Néanmoins, concernant le motif musical de quatre notes sur lequel nous travaillons, nous n'avons pas constaté que la perte du tempo rubato s'accompagnait d'un affaiblissement des nuances de jeu des violoncellistes. D'une manière générale, concernant la séquence complète de l'étude (Partie 4 de la partition), les contraintes posturales ne semblent pas altérer la dynamique quels que soient les musiciens. Précisons tout de même que quelques tendances de diminution de la dynamique ont été constatées sous contrainte posturale dans la Partie 5 de la partition, bien qu'elles restent très éparses et variables selon les violoncellistes. Le phénomène le plus consistant que nous avons observé dans cette Partie 5 concerne une violoncelliste en particulier, dont le tempo-rubato et le niveau dynamique se sont régulièrement dégradés sous la contrainte posturale complète, dans la première et deuxième mesure respectivement. Cela permettrait de supposer que la contrainte posturale a entraîné un affaiblissement du tonus intérieur, ne permettant plus de solliciter comme à l'habitude la source de puissance venue du dos [De Alcantara 2000]. Mais rappelons-le, il s'agit d'un phénomène local, qui n'apparaît pas chez tous les violoncellistes.

6.4.2 Altérations spectrales du phrasé musical

6.4.2.1 Descripteur de variation spectrale

Pour s'exprimer musicalement, un violoncelliste expérimenté dispose d'une riche palette de couleurs de timbre. L'attribut perceptif le plus fréquemment utilisé pour caractériser ce timbre instrumental est la *brillance*. En jouant avec plus de vitesse d'archet ou l'archet proche de la touche (*sul tasto*), le violoncelliste peut diminuer la brillance, et rendre le son produit plus mat, plus sourd. A l'inverse, en jouant avec moins de vitesse d'archet, ou l'archet plus proche du chevalet (*sul ponticello*), le son émis par l'instrument sera perçu plus brillant, voire métallique (cf section 2.1.1.3). De nombreuses études acoustiques ont pu démontrer que la perception de la brillance était intimement liée à l'évolution du descripteur de centroïde (ou barycentre) spectral [Grey 1978, McAdams 1999, Caclin 2005, Merer 2007]. Ce descripteur s'est révélé pertinent pour caractériser la brillance d'instruments à corde frottées comme le violon [Stepanek 2005, Stepanek 2006, Demoucron 2008, Schoonderwaldt 2009]. L'espace perceptif décrit par [Fritz 2012] a notamment mis en évidence que le côté brillant/étouffé (*bright/muted*) du son de violon était naturellement associé à la dimension vivante/morte (*dead/lively*) du son.

Le centroïde spectral au cours du temps se calcule dans les fenêtres spectrales $X_m(k)$ (équation 4.2) issues d'une STFT (Short Time Fourier Transform). Pour chaque fenêtre spectrale centrée sur l'horizon temporel d'analyse m, on obtient ainsi l'expression du centroïde spectral à court-terme [Kim 2006] :

$$SC_m = \frac{\sum_{k=0}^{N/2} f(k) A_m(k)}{\sum_{k=0}^{N/2} A_m(k)} \tag{6.4}$$

où $f(k)$ et $A_m(k)$ sont respectivement la fréquence et l'amplitude au rang k dans la fenêtre m. La taille de chaque fenêtre est fixée à N=3528 points (comme en section 4.2.2).

Le son du violoncelle étant un signal quasi-périodique, nous nous sommes tournés vers des descripteurs spectraux dits harmoniques, pour caractériser le timbre instrumental. Il existe ainsi par exemple une version harmonique du centroïde spectral. Comme nous allons le voir maintenant, le calcul de ce descripteur nécessite une extraction préalable des amplitudes instantanées associées à chaque composante harmonique de la fondamentale du son.

Extraction des amplitudes instantanées d'harmoniques Du fait de sa quasi-périodicité, le signal acoustique émis par le violoncelle est essentiellement déterministe, et on peut ainsi l'approcher comme

une superposition de sinusoïdes dans chaque fenêtre d'horizon temporel d'analyse m :

$$x_m = \sum_{h=1}^{H} A_m(h) cos[\Phi_m(h)] \tag{6.5}$$

où $A_m(h)$ et $\Phi_m(h)$ sont respectivement les amplitudes et phases instantanées de la $h^{\text{ième}}$ composante harmonique du son dans la fenêtre m. H est le nombre de composantes harmoniques à additionner pour pouvoir reconnaitre avec suffisamment de finesse le son d'origine. Nous l'avons fixé de manière empirique à $H = 25$.

Grâce à la méthode de suivi des pitchs décrite section 4.2, nous avons la connaissance exacte de la fondamentale dans chaque fenêtre de signal audio x_m. L'extraction des composantes harmoniques h de la fondamentale dans une fenêtre m s'effectue à l'aide d'une technique dite de décomposition en sous-bandes et de l'information de pitch [Barthet 2007]. La méthode consiste à analyser le signal x_m par un banc de filtres passe-bande, dont les fréquences centrales sont calées sur les composantes harmoniques de la fondamentale connue en fenêtre m. L'énergie du $h^{\text{ième}}$ harmonique est ainsi capturée dans le $h^{\text{ième}}$ filtre, par convolution entre le spectre de x_m et une fenêtre de hanning centrée sur la fréquence théorique de cette $h^{\text{ième}}$ composante.

Pour chaque harmonique h extraite de la décomposition de x_m, il est possible d'obtenir son couple d'amplitude et phase instantanées [$A_m(h)$,$\Phi_m(h)$] par le calcul du signal analytique qui lui est associé. Un signal analytique est une représentation du signal original sous forme de valeurs complexes, déterminée en prenant la transformée de Fourier inverse du spectre du signal uniquement défini sur les fréquences positives [Barthet 2008]. Le signal analytique associé à la $h^{\text{ième}}$ composante harmonique du signal audio x_m peut ainsi s'écrire :

$$z_m(h) = x_m(h) + j\mathcal{H}[x_m(h)] \tag{6.6}$$

où $\mathcal{H}[x_m(h)]$ est la transformée de Hilbert de $x_m(h)$. Notons que la partie réelle du signal analytique correspond au signal audio fenêtré de la composante h.

De cette expression analytique, on déduit les amplitudes et phases instantanées de la composante fenêtrée $x_m(h)$, par calculs respectifs des modules et arguments de $z_m(h)$:

$$x_m(h) \Rightarrow \begin{cases} A_m(h) = |z_m(h)| \\ \Phi_m(h) = arg(z_m(h)) \end{cases} \tag{6.7}$$

$A_m(h)$ est une fonction qui décrit la loi de modulation de l'amplitude du $h^{\text{ième}}$ harmonique dans la $m^{\text{ième}}$ fenêtre de signal. Cette fonction est définie sur un support temporel de N points. On peut obtenir une estimation de l'énergie globale associée à cette harmonique par intégration de son amplitude instantanée sur les N points. Dans ce qui suit, $A_m(h)$ désignera cette valeur d'amplitude de l'harmonique h dans la fenêtre m.

Centroïde spectral harmonique A partir des amplitudes instantanées moyennes d'harmoniques, on peut calculer une version harmonique du centroïde spectral en chaque fenêtre de signal. On définit ainsi le centroïde spectral harmonique HSC_m d'une fenêtre m comme la moyenne des fréquences de composantes harmoniques du spectre X_m, pondérées par les amplitudes de ces composantes [Kim 2006] :

$$HSC_m = \frac{\sum_{h=1}^{H} f_m(h) A_m(h)}{\sum_{h=1}^{H} A_m(h)} \tag{6.8}$$

où $f_m(h)$ and $A_m(h)$ sont respectivement les fréquence et amplitude instantanées moyennes de la $h^{\text{ième}}$ composante harmonique dans la fenêtre m.

Dispersion spectrale harmonique Le centroïde spectral harmonique fournit une information de localisation moyenne, un barycentre de l'énergie des harmoniques dans le spectre, attachée à la sensation de brillance perçue. Au niveau d'une note, [Fritz 2012] a montré que ce descripteur était susceptible de caractériser la qualité perçue en terme d'aspect vivant, coloré et réactif (*responsive*) du son, par opposition à une sensation de matière pesante, inerte et terne (*dull*). Dans un contexte de phrase musicale, on peut obtenir une information de "couleur" plus précise et indépendante des hauteurs de notes en mesurant la richesse spectrale de chaque note, c'est-à-dire la manière dont chaque énergie spectrale de note se déploie autour de son barycentre [Barthet 2008]. La richesse spectrale se calcule couramment à l'aide du descripteur de dispersion spectrale harmonique *HSS*, comme l'écart-type dans une fenêtre m de l'énergie spectrale autour de sa moyenne (le barycentre spectral représenté par HSC_m) [Kim 2006] :

$$HSS_m = \sqrt{\frac{\sum_{h=1}^{H}[(f_m(h) - HSC_m)^2 A_m(h)^2]}{\sum_{h=1}^{H} A_m(h)^2}} \tag{6.9}$$

Variation spectrale Pour caractériser les différences de phrasé musical sur le plan du timbre, nous nous intéressons à l'amplitude de variation de la dispersion (ou *richesse*) spectrale harmonique entre les notes. En effet, s'il y a peu de variations de richesse entre les spectres harmoniques des notes, alors cela entraîne potentiellement une inégalité des couleurs de la phrase musicale [Gagnepain 2001], qui reste fade et mal dosée en fonction des hauteurs de notes (cf section 2.1.8.4). Nous en donnerons un exemple plus précis lors de la discussion de la section 6.4.2.3. On définit ainsi le descripteur de variation de timbre σ_{timbre} comme un écart-type des valeurs de dispersion spectrale sur les notes de la séquence :

$$\sigma_{timbre} = \left(\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}(HSS_n - \overline{HSS})^2\right)^{\frac{1}{2}} \quad \text{avec} \quad \overline{HSS} = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} HSS_n \tag{6.10}$$

où HSS_n est la valeur de dispersion spectrale locale à la $n^{\text{ème}}$ note, et $\overline{HSS}$ est la moyenne des dispersion HSS_n sur le nombre de notes N d'une séquence.

6.4.2.2 Représentation des dispersions spectrales

Dans la figure 6.13 sont représentées les dispersions spectrales harmoniques associées à chaque note de la Partie 4, moyennées sur les trois répétitions de chaque musicien, dans les deux modes d'archet, entre les situations posturales de jeu normale et contrainte complète. La dispersion spectrale harmonique d'une note est calculée en moyennant ce descripteur sur les m échantillons composant la note, grâce aux informations de segmentation issues de l'algorithme de suivi de pitch (cf section 4.2). Cette figure donne l'impression que sur l'ensemble des violoncellistes, les courbes de dispersion spectrale en situation contrainte possèdent moins de relief (leur amplitude varie moins d'une note à l'autre) que les mêmes courbes en situation normale, quels que soient les modes d'archet. Cela permet de supposer que la contrainte posturale entraîne *l'aplatissement* des variations de timbre et donc un déséquilibre (*affadissement*) global des couleurs de la phrase musicale. Avant d'étayer cette observation par des analyses statistiques, précisons qu'une représentation similaire des centroïdes spectraux harmoniques par note n'a pas révélé de tendances intéressantes globalement entre conditions posturales. Effectivement, ce descripteur de brillance semble plus pertinent à utiliser dans un contexte d'analyse *intrinsèque*, c'est-à-dire localisé sur une note particulière. Nous en ferons la démonstration au chapitre 7.

6.4.2.3 Influence des contraintes sur les variations spectrales

Pour tenter de confirmer ces observations de manière générale, nous avons analysé l'influence des quatre contraintes posturales sur le descripteur de variations spectrales (équation 6.10).

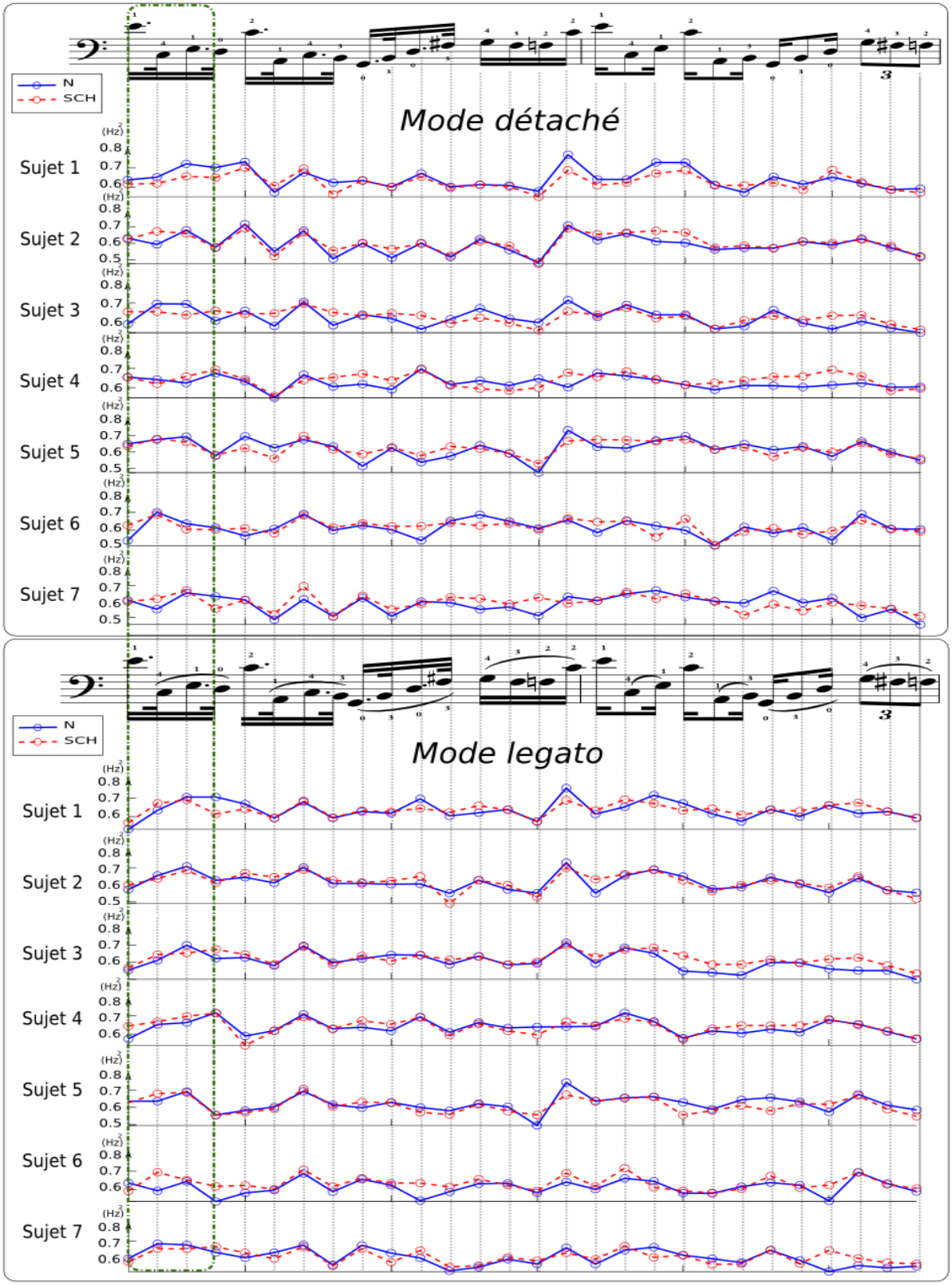


FIGURE 6.13 – Dispersions spectrales moyennées pour chaque violoncelliste sur les notes de la séquence (Partie 4) dans les deux modes d'archet. Pour chaque note, les valeurs de dispersion sont moyennées sur les trois répétitions d'un violoncelliste entre les deux conditions posturales extrêmes : Normale (N) et Contrainte complète (SCH)

Tendances intra-sujets Les variations spectrales ont d'abord été calculées intra-sujets à partir des dispersions spectrales de toutes les notes de la séquence de Partie 4 (N=28). Comme on pouvait s'y attendre d'après les courbes observées figure 6.13, une tendance de décroissance moyenne progressive semble apparaître avec le renforcement des contraintes posturales pour un grand nombre de violoncellistes. Lorsqu'on écoute maintenant la séquence musicale dans les situations normales et contraintes complète, on peut percevoir un timbre souvent moins riche en contraint, particulièrement sur le motif des quatre premières notes (N=4), c'est-à-dire le même que celui considéré pour l'étude des variations rythmiques. Le son semble en effet plus lisse et contenir moins de grain, moins de matière. Le calcul des variations de timbre moyennes sur les quatre premières notes est présenté figure 6.14(a) et révèle en effet une nette diminution avec la contrainte posturale, sur presque tous les violoncellistes, quels que soient les modes d'archet *détaché* ou *legato*.

Tendances inter-sujets Pour évaluer la stabilité inter-sujets du descripteur de variation spectrale, on applique l'analyse de variance (ANOVA) à 2 facteurs [Mode-Posture] par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes. Une première ANOVA est réalisée sur les variations spectrales de toutes les notes de la séquence (N=28). Il en ressort une tendance significative de décroissance entre les conditions posturales ($F_{3,18} = 3.62; p < 0.05^{*}$). Les tests post-hoc LSD associés a ce facteur montrent essentiellement une différence significative entre les conditions naturelle (N) et totalement contrainte (SCH).

Calculée sur les quatre premières notes, l'ANOVA des variations spectrales révèle un effet encore plus significatif du facteur de condition posturale ($F_{3,18} = 5.96; p < 0.05^{**}$), et pas d'effet d'interaction entre les deux facteurs [Mode-Posture]. Ces résultats, présentés figure 6.14(b), montrent en effet une baisse continue des variations de timbre avec le renforcement de la contrainte posturale, et ce quel que soit le mode d'archet. Les tests post-hoc LSD associés au facteur de condition posturale mettent en évidence des différences significatives entre la situation de jeu naturelle (N) et les deux situations d'immobilisation physique (SC et SCH) pour les deux modes d'archet.

Discussion Ces analyses suggèrent que pour certains passages compliqués nécessitant une bonne coordination des deux mains, il existe un lien entre les mouvements posturaux des violoncellistes et leurs variations expressives de timbre. En situation de jeu naturelle, la figure 6.13 montre que les musiciens modulent constamment la richesse spectrale de chaque note au sein d'une même phrase. Comme nous l'avons expliqué section 2.1.8.4, ces modulations sont nécessaires afin d'assurer l'équilibre de la sonorité sur l'ensemble d'une phrase musicale et que toutes les notes puissent conserver le même grain. L'égalité du grain sonore entre les notes d'une même phrase résulte d'une inégalité de la richesse spectrale propre à chaque note [Hoppenot 1981, Gagnepain 2001]. Le dosage de la richesse spectrale dépend en effet de la hauteur de la note et de la corde sur laquelle elle est jouée. Par exemple, pour obtenir l'égalité du grain du son entre un Mi3 et un Do2, il faut diminuer la richesse spectrale du Mi3 et augmenter celle du Do2 dans les bonnes proportions. En jouant ces deux notes avec la même richesse spectrale, il y a de fortes probabilités que la note la plus aigüe (le Mi3) sonne plus criarde, en raison d'un contenu excessif d'énergie haute fréquence. Nous étudierons en détail ce phénomène acoustique couramment appelé *décharnement* au chapitre 7.

Les résultats nous révèlent que plus la contrainte posturale se renforce et plus les violoncellistes éprouvent des difficultés pour moduler la richesse spectrale des quatre notes composant le premier temps de la séquence. Privés de la flexibilité de leur contrôle postural, ils semblent ainsi moins capables de marier les résonances et les couleurs de timbre de chaque note au sein d'une même phrase musicale. On peut dès lors supposer que la quantité de sons décharnés susceptibles d'apparaître sur une note aigüe (le Mi3 notamment dans notre cas) augmente avec la contrainte posturale, comme un accident dans la courbe sonore au moment de la sculpture effective du phrasé. Nous en aurons effectivement

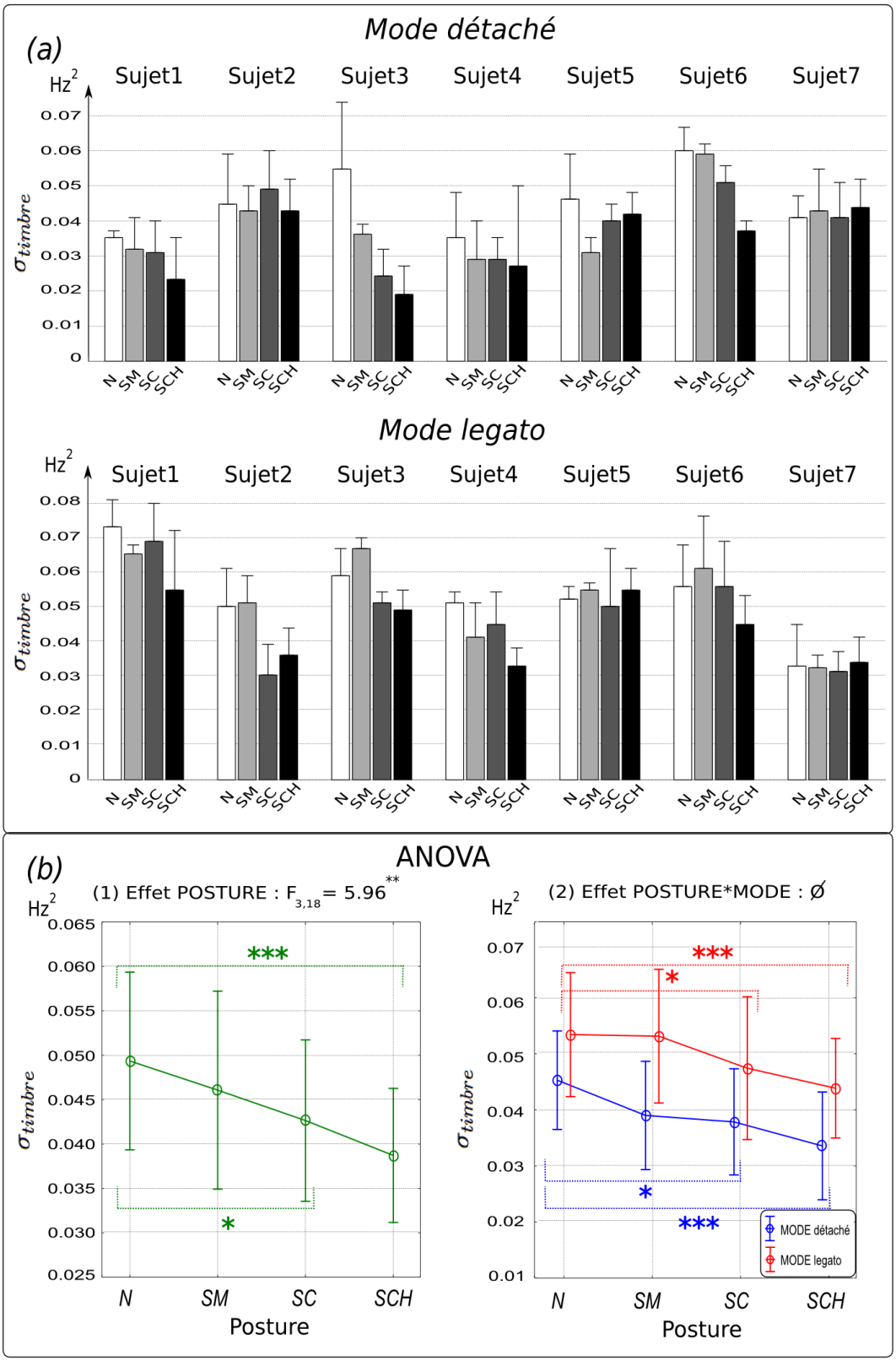


FIGURE 6.14 – Variations spectrales moyennes sur les 4 premières notes de la séquence de Partie 4 (équation 6.10). **(a)** Variations spectrales intra-sujets. **(b)** ANOVA sur les variations spectrales inter-sujets. Cette ANOVA contient 2 facteurs [Posture-Mode] et est effectuée par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes.

l'illustration à la section 7.4.7.2. Par ailleurs, il est intéressant de constater que ce phénomène se produit plus particulièrement sur le même motif déjà isolé lors des variations rythmiques. Cette conjonction des phénomènes semble indiquer que la perte d'élan corporel à l'origine du déséquilibre rythmique désorganise également l'équilibre du timbre et l'égalité recherchée pour la trame sonore. Du point de vue de la coarticulation musicale, c'est comme si on passait d'une diction claire avec du grain et du relief à un discours plus haché et plus fade, davantage au mot à mot. Notons que ce phénomène de discours haché et moins cohérent dans la forme est encore amplifié si les coups d'archet ne relient pas les notes d'elles-mêmes, c'est-à-dire transparaît davantage dans un contexte de jeu court d'archet (mode *détaché*) que long (mode *legato*).

6.4.3 Altérations des vitesses d'archet dans le phrasé musical

6.4.3.1 Descripteur de variation de vitesses d'archet

Pour clôturer cette étude sur le phrasé musical, on essaie de rattacher les altérations observées sous contrainte posturale à propos du rythme et du timbre, avec le geste instrumental d'archet et notamment ses évolutions de vitesses. Les vitesses d'archet semblent en effet essentielles dans la planification du jeu instrumental d'un violoniste/violoncelliste [Hoppenot 1981, Gagnepain 2001]. Nous construisons donc un descripteur gestuel de vitesse de l'archet, à partir de la trajectoire cinématique du point milieu aux deux marqueurs du talon (*talong* et *talond*). Dans le référentiel du système de capture de mouvement, cette trajectoire est caractérisée par un triplet de coordonnées (x, y, z) donnant la position du marqueur virtuel du talon à chaque échantillon. La façon la plus simple d'obtenir la vitesse de ce marqueur est d'effectuer la différence des valeurs de ses positions entre deux échantillons successifs. Le signal résultant est cependant très bruité, et doit être lissé à l'aide d'un filtre passe-bas par exemple, ou par la méthode des moyennes glissantes. Cette dernière technique est simple mais violente, car atténue les fortes variations des trajectoires cinématiques en écrêtant ses pics.

Pour calculer la vitesse du talon d'archet, nous avons préféré appliquer l'algorithme de Savitzky-Golay [Savitzky 1964] sur chacune des trois dimensions de trajectoires cinématiques du marqueur virtuel. Cet algorithme, couramment utilisé dans les analyses de mouvements biologiques, est efficace et plus fin que les méthodes précédentes. Il consiste à lisser les valeurs d'une portion fenêtrée du signal par un polynôme, à l'aide d'une méthode de régression, généralement une minimisation de l'erreur quadratique au sens des moindres carrés. L'opération de dérivation en elle-même est réalisée par un filtre différenciateur de niveau un. Le double processus de dérivation/lissage est effectué sur tout le signal par glissement de la fenêtre échantillon par échantillon. En pratique, une petite taille de fenêtre glissante à 5 échantillons s'est avérée suffisante pour obtenir un niveau de lissage correct tout en conservant les détails des pics des trajectoires cinématiques. De même, on a choisi un ordre 2 pour les polynômes issus de la régression, afin de prendre en compte la courbure des trajectoires dans le calcul des vitesses.

Au final, on obtient une suite temporelle de coordonnées du vecteur vitesse (v_x, v_y, v_z) associé au talon de l'archet. Nous définissons notre descripteur gestuel comme la valeur absolue des ces coordonnées :

$$VELbow = \sqrt{\left(v_x^2 + v_y^2 + v_z^2\right)} \tag{6.11}$$

Notons ici que ce descripteur aurait aussi pu être calculé par une intégration des données provenant de simples accéléromètres fixés à l'archet. Néanmoins, les données collectées par ces dispositifs sont généralement plus bruitées et soumises à des effets de dérive [Schoonderwaldt 2006]. De plus, nous disposions déjà des trajectoires du marqueur adéquat dans l'espace du système de capture de mouvement.

Pour caractériser les différences de geste d'archet associées au phrasé musical, nous nous intéressons à l'amplitude de variation de ces vitesses d'archet entre chaque note. On définit ainsi le descripteur de

variation de vitesses d'archet σ_{velbow} comme un écart-type des vitesses d'archet des notes d'une séquence :

$$\sigma_{velbow} = \left(\frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N} (VELbow_n - \overline{VELbow})^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad \text{avec} \quad \overline{VELbow} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N} VELbow_n \tag{6.12}$$

où $VELbow_n$ est la valeur de vitesse d'archet moyenne pour la $n^{\text{ème}}$ note, et $\overline{VELbow}$ est la moyenne des vitesses d'archet $VELbow_n$ sur le nombre de notes N d'une séquence.

6.4.3.2 Représentation des vitesses de l'archet

Dans la figure 6.15 sont représentées les vitesses d'archet associées à chaque note de la Partie 4, moyennées sur les trois répétitions de chaque musicien, dans les deux modes d'archet, entre les situations posturales de jeu normale et contrainte complète. La vitesse d'archet d'une note est calculée en moyennant le descripteur $VELbow$ de l'équation 6.11 sur les échantillons composant la note, grâce aux informations de segmentation issues de l'algorithme de suivi de pitch (cf section 4.2). Cette figure donne l'impression que les courbes de vitesse en situation contrainte possèdent moins de relief que les mêmes courbes en situation normale, quels que soient les modes d'archet. Cela permet de supposer que la contrainte posturale entraîne une plus grande uniformisation du geste instrumental, participant ainsi à l'apparition d'irrégularités rythmiques et l'aplatissement des variations de timbre entre les notes de la phrase musicale.

6.4.3.3 Influence des contraintes sur les vitesses d'archet

Pour tenter de confirmer ces observations de manière générale, nous avons analysé l'influence des quatre contraintes posturales sur le descripteur de variations de vitesses d'archet (équation 6.12). Les tendances sont analysées pour chaque violoncelliste (intra-sujets) puis sur tous les musiciens (inter-sujets).

Tendances intra-sujets Les variations de vitesse d'archet ont d'abord été calculées intra-sujets à partir des vitesses d'archet de toutes les notes de la séquence de Partie 4 (N=28). Comme on pouvait s'y attendre d'après les courbes observées figure 6.15, une tendance de décroissance moyenne progressive semble apparaître avec le renforcement des contraintes posturales pour un grand nombre de violoncellistes. Cette tendance est néanmoins encore plus nette sur le motif des quatre premières notes (N=4) de Partie 4 considéré précédemment. Le calcul des variations de vitesse d'archet moyennes sur ces quatre premières notes est présenté figure 6.16(a) et révèle en effet une nette diminution avec la contrainte posturale, sur presque tous les violoncellistes, quels que soient les modes d'archet *détaché* ou *legato*.

Tendances inter-sujets Pour évaluer la stabilité inter-sujets du descripteur de variation de vitesses d'archet, on applique l'analyse de variance (ANOVA) à 2 facteurs [Mode-Posture] par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes. Une première ANOVA est réalisée sur les variations spectrales de toutes les notes de la séquence (N=28). Il en ressort une tendance significative de décroissance entre les conditions posturales ($F_{3,18} = 7.38; p < 0.05^{**}$). Les tests post-hoc LSD associés à ce facteur montrent essentiellement une différence significative entre les conditions naturelle (N) et totalement contrainte (SCH).

Calculée sur les quatre premières notes du motif syncopé de l'étude, l'ANOVA des variations spectrales révèle un effet toujours significatif du facteur de condition posturale ($F_{3,18} = 3.86; p < 0.05^{*}$), et pas d'effet d'interaction entre les deux facteurs [Mode-Posture]. Ces résultats, présentés figure 6.16(b), montrent en effet une baisse des variations de vitesse d'archet avec le renforcement de la contrainte posturale, et ce quel que soit le mode d'archet. Les tests post-hoc LSD associés au facteur de condition posturale mettent en évidence des différences significatives entre la situation de jeu naturelle (N) et la situation d'immobilisation physique complète (SCH) pour les deux modes d'archet.

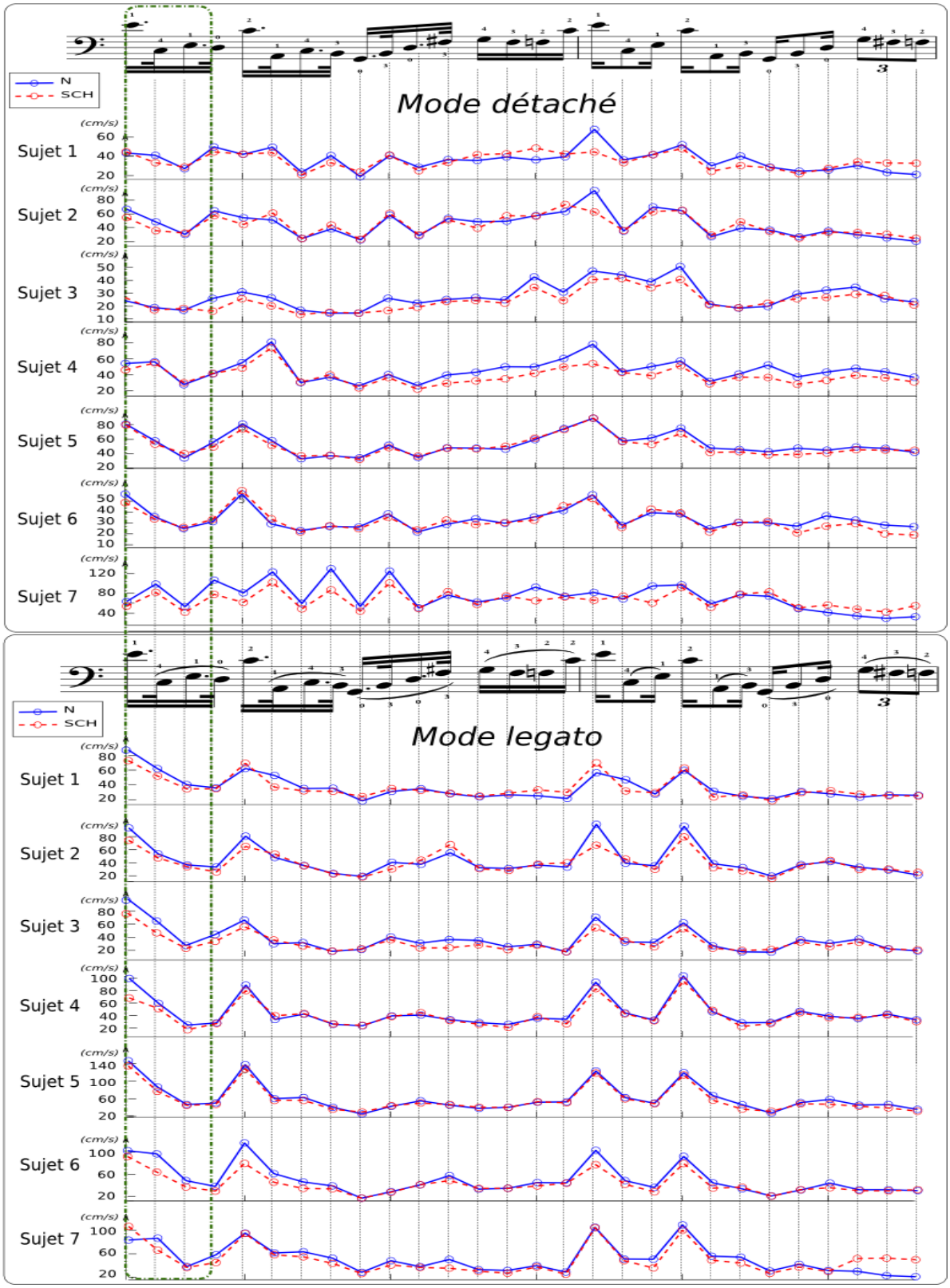


FIGURE 6.15 – Vitesses d'archet moyennées pour chaque violoncelliste sur les notes de la séquence (Partie 4) dans les deux modes d'archet. Pour chaque note, les valeurs de vitesse sont moyennées sur les trois répétitions d'un violoncelliste entre les deux conditions posturales extrêmes : Normale (N) et Contraint complète (SCH).

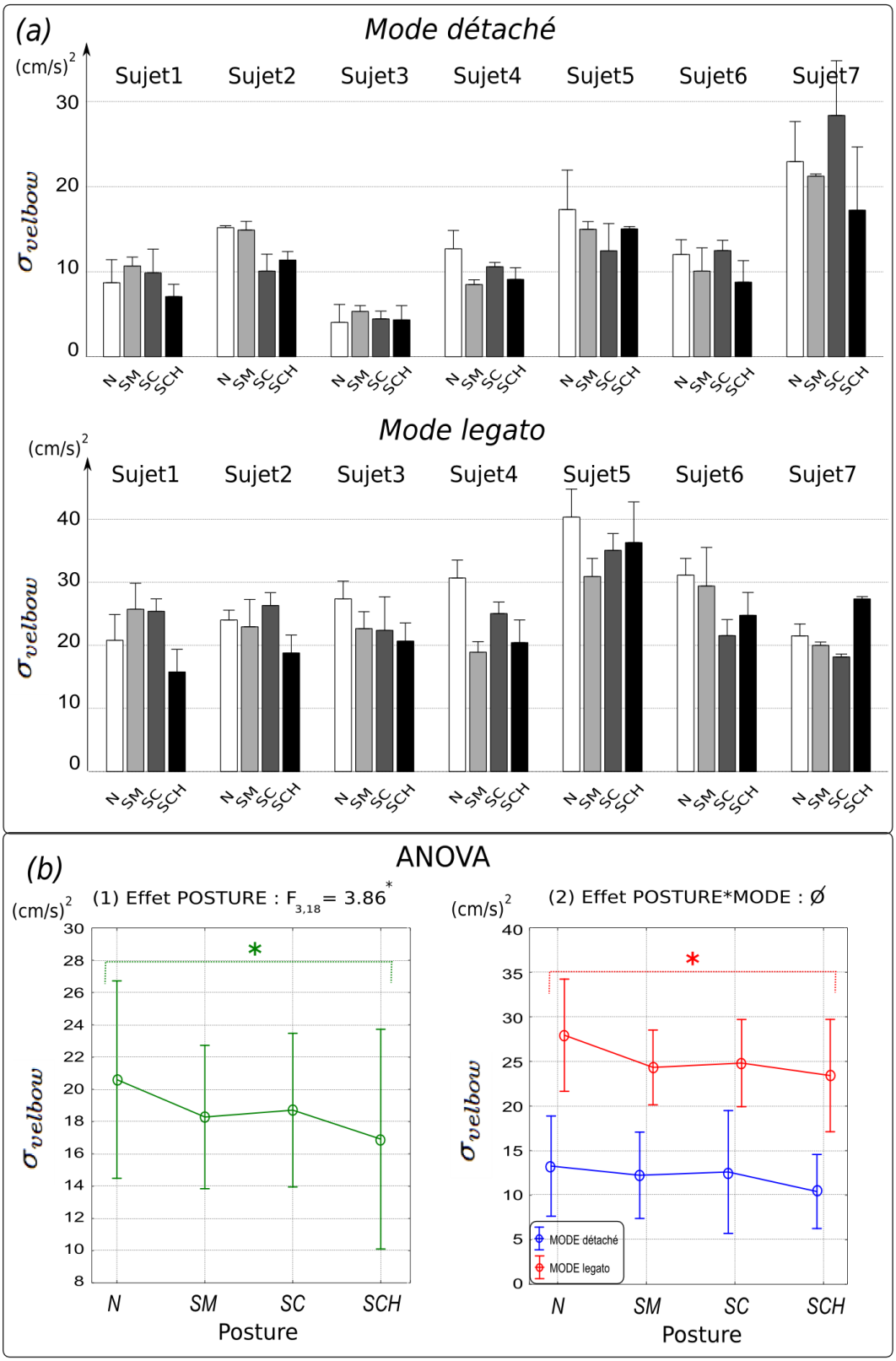


FIGURE 6.16 – Variations de vitesse d'archet moyennes sur les 4 premières notes de la séquence de Partie 4 (équation 6.12). **(a)** Variations de vitesse d'archet intra-sujets. **(b)** ANOVA sur les variations de vitesse d'archet inter-sujets. Cette ANOVA contient 2 facteurs [Posture-Mode] et est effectuée par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes.

Discussion Ces résultats suggèrent que privés des mouvements du buste et surtout de tête, les violoncellistes éprouvent davantage de difficultés pour moduler leurs vitesses d'archet. La contrainte d'immobilisation posturale complète (SCH) affecterait donc leur perception stéréognosique, c'est-à-dire la conscience des justes déplacements dans l'espace [Gagnepain 2001], et notamment la capacité à organiser correctement le *temps espace* de l'archet [Hoppenot 1981]. Comme nous l'avons expliqué en effet section 2.1.8.4, c'est la conscience des divisions et places de l'archet à chaque instant, qui permet une planification efficace des vitesses d'archet à fournir sur chaque note : *Il est toujours nécessaire de décider des déplacements et des vitesses d'archet pour réduire au maximum ces risques de désorganisation, de flottements ou d'incertitudes, dus à une note écourtée par manque d'espace. L'archet est au violoniste ce que le souffle est au chanteur : Trop court, il rend les valeurs étriquées, mais en prenant de l'ampleur, il les épanouit et leur permet d'exprimer les plus subtiles intentions* [Hoppenot 1981]. Cette notion de respiration du discours par les mouvements de l'archet semble fondamentale, puisque naturellement, les modulations de vitesse de l'archet permettent de façonner le timbre de chaque note et d'influer sur le temps. En inhibant la posture et notamment la tête du violoncelliste, on étoufferait en quelque sorte la *respiration naturelle de l'archet* sur toute la trajectoire du son. Au lieu d'anticiper constamment pour construire le phrasé, l'archet deviendrait davantage prisonnier du temps sous contrainte posturale complète, en subissant les difficultés techniques de la structure musicale. Concernant l'exemple du motif syncopé des quatre premières notes en mode d'archet *détaché*, cela se traduit par une uniformisation globale des vitesses de l'archet, qui raccourcit davantage les valeurs longues (exemple du Mi3 double-croche pointée) et rallonge excessivement les valeurs courtes (exemple du Do2 triple-croche). Au final, il en résulte une augmentation notable des irrégularités de modulations rythmiques (cf figure 6.12(b)).

Les travaux de [Phillips-Silver 2008, Trainor 2009] ont montré que les mouvements de la tête seule affectaient l'encodage auditif. Plus précisément, le système vestibulaire de l'oreille interne jouerait un rôle clé dans le traitement du rythme au travers des mouvements corporels. Ces informations permettent de supposer l'existence d'une connexion entre la gestion de l'équilibre postural lors des mouvements de l'archet, et la perception rythmique du phrasé musical. Dans les situations complexes de coordination entre les deux bras, telles que le motif des quatre première notes jouées en mode *détaché*, l'immobilisation physique de la tête engendrerait un vrai déséquilibre postural, perturbant en chaîne l'équilibre moteur de l'archet, et donc le placement rythmique de chaque note à venir. Un manque d'équilibre et d'appui postural semble particulièrement ressenti sur la première note du motif (le Mi3), puisque l'impulsion motrice censée y être initiée, ne parvient pas à entretenir la cohérence et l'unité du phrasé des quatre notes. On peut ainsi supposer que la contrainte posturale complète a entraîné dans ce contexte un affaiblissement du tonus intérieur des musiciens, qui dérègle leur mécanisme d'horloge interne (*mental timekeeper*) au point de créer imperceptiblement un certaine désorganisation rythmique. Sous l'effet de ce manque de calme et de fermeté dans la conduite du discours, la perception de la métrique s'estompe, tout comme les couleurs et résonances de timbre propres à chaque note de la phrase musicale (cf figure 6.14(b)). Néanmoins, dans un contexte de jeu d'archet plus allongé comme le *legato*, l'horloge interne du musicien parviendrait à résister au manque d'appui postural et garantir malgré tout *l'isochronisme*[3] des mouvements de l'archet (cf figure 6.12(b2)). Dans le mode de jeu *legato* en l'occurrence, si les vitesses d'archet sont moins diversifiées entre chaque note sous la contrainte posturale, les violoncellistes parviennent tout de même à les compenser en ajustant la longueur des déplacements de l'archet, ce qui rend les déviations rythmiques isochrones par rapport aux mêmes types de gestes de la situation naturelle.

3. L'isochronisme fait partie des principes fondamentaux - avec la loi de puissance deux-tiers et celle de moindre secousse - de la théorie motrice du mouvement soutenue par [Viviani 1995]. Le principe d'isochronisme établit qu'un même geste exécuté à différentes échelles prend à peu près le même temps pour être réalisé.

Quatrième partie

Influence posturale du violoncelliste sur la qualité sonore

Chapitre 7

Caractérisation du décharnement acoustique

Sommaire

7.1 Contexte de l'étude . . . 173
7.1.1 Hypothèses . . . 173
7.1.2 Elaboration du corpus . . . 173
7.2 Caractérisation par masque de Gabor . . . 175
7.2.1 Construction mathématique des masques de Gabor . . . 175
7.2.2 Implémentation d'un masque de Gabor . . . 177
7.3 Identification des descripteurs du décharnement . . . 178
7.3.1 Descripteurs spectraux . . . 178
7.3.2 Descripteurs temporels . . . 181
7.3.3 Descripteur spectro-temporel . . . 183
7.3.4 Validation des descripteurs sur le plan signal . . . 184
7.4 Construction d'un modèle perceptif du décharnement . . . 186
7.4.1 Participants . . . 186
7.4.2 Continua de stimuli . . . 186
7.4.3 Procédure des tests d'écoute . . . 187
7.4.4 Analyse des données . . . 187
7.4.5 Résultats . . . 189
7.4.6 Discussion . . . 190
7.4.7 Effets des contraintes posturales sur le modèle de décharnement . . . 192
7.5 Contrôle par la synthèse du décharnement perçu . . . 194
7.5.1 Sélection des descripteurs de contrôle . . . 194
7.5.2 Corpus de stimuli . . . 195
7.5.3 Espace perceptif de décharnement . . . 199
7.5.4 Discussion . . . 202
7.5.5 Conclusions . . . 205

Dans le chapitre précèdent, nous avons pu mettre en évidence sur une séquence musicale complète, que les violoncellistes utilisent des mouvements posturaux du buste et de la tête, pour assurer une *cohésion métrique* avec leur geste instrumental, et garantir des variations expressives optimales, dans les modulations du tempo ou les couleurs du son. Nous nous sommes rendus compte que privés de leurs mouvements posturaux, les musiciens étaient gênés pour maintenir la cohérence expressive de ces variations, et plus particulièrement lorsque la structure musicale exigeait de leur part une très bonne coordination des deux bras. Ainsi, dans le contexte des quatre premières notes de la séquence, le *tiré d'archet* main droite qui précède le *démanché* main gauche, semble représenter un exercice de coordination gestuelle, difficilement gérable sans solliciter la posture, même pour des violoncellistes chevronnés.

Nous focalisons maintenant sur ce motif de quatre notes, car la baisse des variations spectrales constatée avec le renforcement des contraintes posturales (cf figure 6.14) s'accompagne aussi régulièrement d'une sensation perceptive de dégradation de la qualité sonore sur la première note du motif (le Mi3 précédant le démanché). Certains professeurs de violoncelle qualifient cette dégradation acoustique de décharnement (*harshness*), pour son côté un peu filandreux, nasillard et sifflant, voire métallique, comme si le son perdait de sa densité. Par une écoute attentive des enregistrements audio, nous avons décelé que le décharnement de la première note se produisait fréquemment lors de la contrainte d'immobilisation physique complète. Ce chapitre [1] tente de caractériser le phénomène de décharnement acoustique en profondeur grâce à l'analyse des propriétés du signal (cf sections 7.1, 7.2 et 7.3), et l'extraction d'un modèle viable sur le plan perceptif (cf sections 7.4 et 7.5). A partir de cette connaissance sur le signal, nous ferons le lien au chapitre 8 entre le décharnement et les mouvements qui en sont à l'origine, que ce soit dans les gestes d'archet comme ancillaires du tronc.

7.1 Contexte de l'étude

7.1.1 Hypothèses

On effectue ici une ***analyse intrinsèque*** [Bianco 2009] du phénomène de décharnement perçu sur une note, par un traitement fin du signal acoustique. Comme décrit dans l'état de l'art (cf section 2.1.8.1), le décharnement (*harshness*) fait partie des adjectifs qualitatifs utilisés dans la littérature, pour caractériser la dégradation du timbre acoustique d'un instrument à corde et notamment du violon. Certains mots dans les études de [Stepanek 2005, Stepanek 2006], tels que strident, tendu (*sharp*) ou encore étriqué (*narrow*), y font implicitement référence. La dimension principale de l'espace perceptif de [Fritz 2012] inclut l'adjectif décharné *harsh* par opposition à moelleux (*mellow*). D'autres adjectifs issus de sa classification renvoient bien à cette sensation froide et métallique (*cold, metallic*) du timbre décharné, par opposition à la qualité intrinsèque du son rond, chaud et riche (*warm, rich*). Cette dimension perceptive de la dégradation du timbre semble être fortement corrélée au descripteur acoustique de centroïde spectral (*spectral balance*). Plus précisément, [Fritz 2012] le caractérise par un renforcement excessif et localisé de l'énergie dans les hautes fréquences, se produisant plus ou moins simultanément à l'appauvrissement du contenu basses fréquences dans le spectre. Autrement dit, le *décharnement* acoustique pourrait se décrire essentiellement comme un transfert de l'énergie spectrale vers les hautes fréquences [Rozé 2016]. Cela forme une hypothèse fondamentale pour explorer plus en détail le phénomène.

7.1.2 Elaboration du corpus

Le corpus sonore utilisé pour l'étude du décharnement acoustique a été construit sur la base d'une écoute minutieuse des enregistrements des violoncellistes, dans les différentes combinaisons de mode d'archet et de conditions posturales. Pour effectuer ces écoutes, nous avons d'abord procédé au casque puis avec des enceintes de très bonne qualité, car le décharnement reste tout de même une variation de timbre subtile à détecter pour l'oreille non avertie. Un certain nombre de notes de la séquence correspondant à la Partie 4 de la partition, présentaient des caractéristiques perceptives de décharnement. En croisant ces constatations avec les impressions subjectives données par les violoncellistes lors des questionnaires de fin de session posturale, nous nous sommes rendus compte que ces notes étaient produites le plus souvent dans la condition d'immobilisation physique complète par le buste et la tête. Parmi elles, une

1. L'étude conduite dans ce chapitre fait l'objet d'un article publié dans la revue JASA (*Journal of the Acoustical Society of America*) [Rozé 2017b]

note spécifique est particulièrement ressortie chez beaucoup de violoncellistes : une double-croche pointée Mi3 (fréquence fondamentale 329.63 Hz) correspondant à la première note de la Partie 4 (figure 7.1).

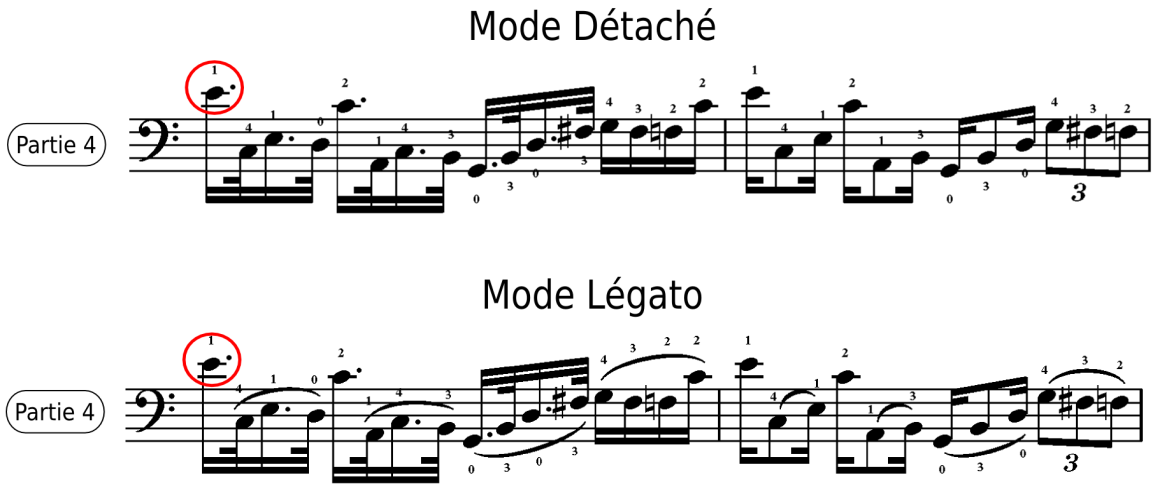


FIGURE 7.1 – Partie 4 de la partition. La note entourée (Mi3) de la séquence est retenue pour l'étude des relations entre la détérioration du timbre musical (le décharnement) et l'altération gestuelle/posturale.

Pour notre étude, nous avons donc extrait une dizaine de paires de notes Mi3 (20 notes en tout) provenant des répétitions des sept violoncellistes, jouant dans les deux conditions posturales extrêmes (naturelle et contrainte complète) et selon le même mode d'archet (figure 7.2). L'extraction des notes Mi3 est faite depuis la base de données constituée grâce à notre algorithme de suivi de fréquence fondamentale (cf section 4.2). Il est parfois arrivé qu'une note Mi3, extraite du jeu de données acoustiques, soit également accompagnée d'un léger double-ton à la fréquence de la note D2. Cela correspond en fait à la corde à vide de Ré, que les violoncellistes ont eu du mal à ne pas "accrocher" dans le contexte de ce passage musical difficile. Afin que ce double-ton ne gêne pas la perception du décharnement, nous avons systématiquement éliminé cette composante par un filtrage passe-bande très sélectif de type Butterworth, centré sur la fréquence fondamentale D2.

La durée moyenne des notes composant le corpus est très courte, de l'ordre de 310 ms. Cela est plus court que la durée théorique de 500 ms, correspondant à celle d'une double croche pointée à ♩ = 45 bpm. La variance de ces durées entre violoncellistes est de 60 ms, ce qui suggère une forte constance inter-musiciens à jouer cette note davantage comme des doubles croches (de durée théorique 330 ms à ♩ = 45 bpm), que comme des doubles-croches pointées. Notons ici que nous avions déjà pu constater figure 6.11 cette tendance au raccourcissement de la durée théorique de la note Mi3 pour l'ensemble des violoncellistes, contrebalancée par un allongement de la durée de la triple croche adjacente, que ce soit dans la situation normale ou contrainte complète. Cette modulation de la durée de la double-croche pointée triple se retrouve sur d'autres motifs de la séquence, ce qui serait une stratégie utilisée par les musiciens pour casser le côté métronomique de l'exécution et rendre ainsi ces motifs expressifs. Nous sommes conscients qu'évaluer le timbre d'une note sur la base de stimuli aussi courts n'est pas facile. Néanmoins, leur durée reste supérieure à 100 ms, la minimale nécessaire pour pouvoir reconnaître le timbre du son d'un instrument à corde frottée [2].

2. Cette durée a été définie empiriquement par [Schaeffer 1966] dans son TOM (Traité des Objets Musicaux). On trouvera d'autres valeurs calculées en fonction du type de transitoires d'attaques dans [Guettler 2004].

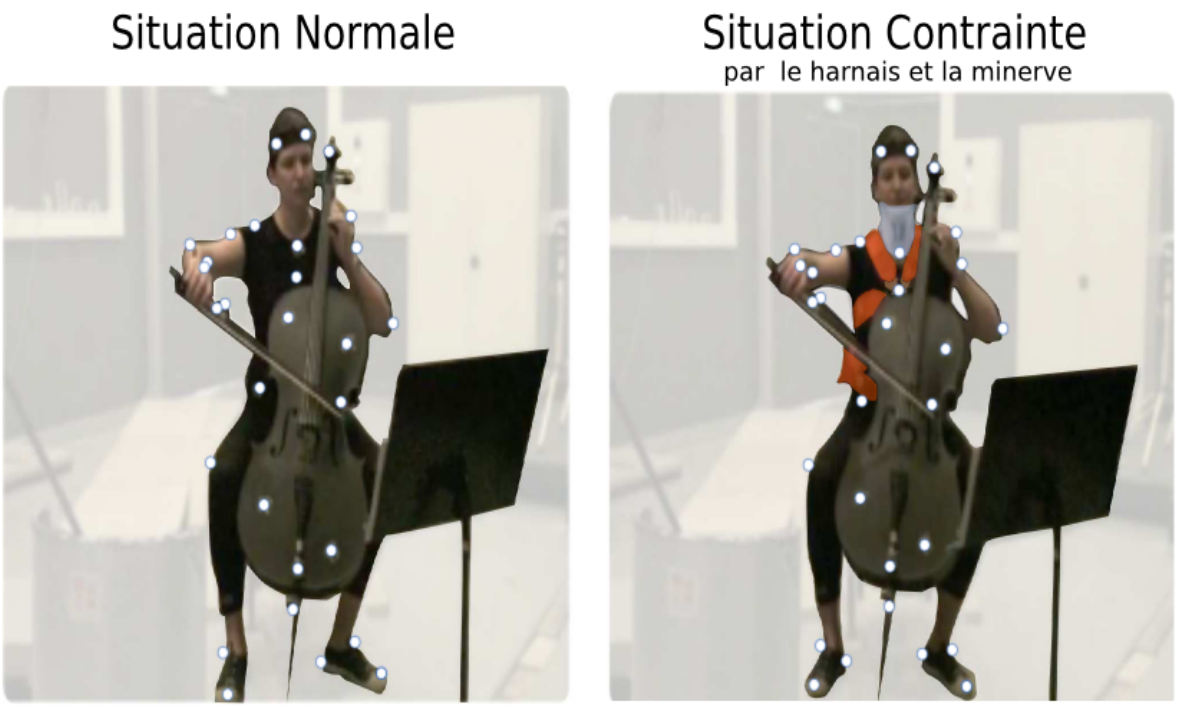


FIGURE 7.2 – Les deux situations posturales à partir desquelles sont collectés les sons du corpus de l'étude. Les sons perçus ronds sont extraits de la situation naturelle. Leurs équivalents perçus décharnés chez un même violoncelliste sont extraits de la situation d'immobilisation physique complète par le buste et la tête.

7.2 Caractérisation par masque de Gabor

Afin de capturer les différences essentielles entre les sons rond et décharné de chaque paire du corpus, nous avons utilisé un outil mathématique appelé masque de Gabor [Depalle 2006, Sciabica 2012]. Cet outil a par exemple été employé par [Olivero 2010] pour réaliser un morphing acoustique entre deux sons musicaux, sur la base de leurs transformées de Gabor. Dans notre cas, le masque de Gabor calculé entre un son rond et son équivalent décharné peut permettre de caractériser les écarts intrinsèques entre les contenus spectro-temporels des deux signaux.

7.2.1 Construction mathématique des masques de Gabor

7.2.1.1 Transformées de Gabor

L'analyse par transformée de Gabor est basée sur une transformée de Fourier à court terme (STFT), utilisant des gaussiennes comme fenêtres d'analyse, couramment appelées atomes de Gabor ou *Gaborettes*. En reprenant l'équation 4.2 qui décrit la STFT, on décompose cette fois le signal en une combinaison linéaire de *Gaborettes*, localisées de façon optimale dans le plan temps-fréquence. A partir du pavage du plan temps-fréquence en M canaux fréquentiels et N pas temporels, la famille d'atomes de Gabor s'obtient par modulation m et translation n d'une fenêtre d'analyse mère, notée g :

$$g_{\mathrm{m,n}} = e^{2i\pi mb(l-na)} g(l-na), \tag{7.1}$$

avec l une variable temporelle discrète, et $a, b > 0$ les deux tailles de pas (ou constantes d'échantillonnage) en temps et en fréquence respectivement.

La transformée de Gabor d'un signal correspond à sa décomposition sur ce maillage temps-fréquence à pas fixes, telle que si L est la longueur du signal, on ait : $L = Mb = Na$ [Søndergaard 2012]. Ainsi, pour un signal $x \in \mathbb{C}^L$, sa transformée de Gabor s'écrit comme les coefficients $c_{m,n} \in \mathbb{C}^{M \times N}$ de l'expansion du signal dans la famille d'atomes de Gabor $g_{m,n}$:

$$c_{\mathrm{m,n}} = \langle x, g_{\mathrm{m,n}} \rangle = \sum_{l=1}^{L-1} x(l) e^{-2i\pi mb(l-na)} \overline{g(l-na)}) \tag{7.2}$$

avec $n \in [0, N-1], m \in [0, M-1]$.

Si les constantes d'échantillonnage a, b du maillage temps-fréquence et la fenêtre d'analyse mère g sont bien choisies, il est possible de rendre la transformée de Gabor inversible, et de reconstruire ainsi parfaitement le signal original x. En choisissant par exemple une gaussienne comme fenêtre d'analyse g, on peut utiliser h, sa fenêtre duale pour effectuer l'opération de resynthèse :

$$x = \langle c_{\mathrm{m,n}}, h_{\mathrm{m,n}} \rangle = \sum_{m,n} c_{\mathrm{m,n}} h_{\mathrm{m,n}} = \sum_{m=1}^{M-1} \sum_{n=1}^{N-1} \langle x, g_{\mathrm{m,n}} \rangle h_{\mathrm{m,n}}, \tag{7.3}$$

7.2.1.2 Multiplicateurs et masques de Gabor

Connaissant deux signaux source et cible respectivement dénommés $x_1, x_2 \in \mathbb{C}^L$, la théorie des multiplicateurs de Gabor tente d'approcher la cible x_2 par une transformation linéaire de x_1. Cette opération consiste à effectuer dans l'espace du signal la convolution de x_1 par un opérateur linéaire $\mathbb{M}_{\mathbf{m}}$ tel que :

$$x_2 = \mathbb{M}_{\mathbf{m}} x_1 + \varepsilon, \tag{7.4}$$

avec ε un résiduel ou bruit additif gaussien.

Grâce à la représentation des signaux dans le plan temps-fréquence, on peut définir cette opération linéaire comme une simple multiplication point à point de la transformée de Gabor du signal source x_1 par un masque $\mathbf{m}$, c'est-à-dire une image temps-fréquence spécifique, plus ou moins filtrante pour l'approximation du signal cible x_2. L'opérateur $\mathbb{M}_{\mathbf{m}}$ se nomme alors multiplicateur de Gabor de masque $\mathbf{m}$:

$$x_2 \simeq \mathbb{M}_{\mathbf{m}} x_1 = \sum_{m,n} \mathbf{m}_{\mathrm{m,n}} c_{\mathrm{m,n}}(x_1) h_{\mathrm{m,n}}, \tag{7.5}$$

où $c_{\mathrm{m,n}}(x_1)$ est la transformée de Gabor de x_1, et $h_{\mathrm{m,n}}$ est la fenêtre de synthèse utilisée pour sa reconstruction.

Le masque de Gabor, noté $\mathbf{m}_{\mathrm{m,n}}$, est une fonction de transfert temps-fréquence entre les signaux x_1 et x_2, mesurant de façon compacte leur dissimilarité spectro-temporelle. A partir de cette définition, on devrait simplement pouvoir l'exprimer comme un rapport entre les transformées de Gabor des deux signaux $(c_{\mathrm{m,n}}(x_2)/c_{\mathrm{m,n}}(x_1))$, mais cette solution n'est pas bornée et n'empêche pas les divisions par zéro. Pour contourner ce problème, il faut plutôt partir de l'équation 7.4, caractérisant l'opérateur linéaire $\mathbb{M}_{\mathbf{m}}$ dans l'espace signal, et chercher sa solution comme la résolution d'un problème aux moindres carrés. On peut alors estimer le masque de Gabor $\mathbf{m}$ associé au multiplicateur $\mathbb{M}_{\mathbf{m}}$ par minimisation du critère des moindres carrés :

$$\Phi(\mathbf{m}) = \|x_2 - \mathbb{M}_{\mathbf{m}} x_1\|^2 + \lambda d(\mathbf{m}), \tag{7.6}$$

où $d(\mathbf{m})$ est un terme de régulation, dont l'influence sur la solution est contrôlée par le paramètre de Lagrange $\lambda \in \mathbb{R}+$.

Le choix du paramètre de régulation λ a été fait selon la même stratégie que [Olivero 2010], considérant qu'aucune transformation n'est appliquée au signal source x_1 lorsque le masque de Gabor $\mathbf{m} = 1$.

Cela revient à poser : $d(\mathbf{m}) = \|\mathbf{m} - 1\|^2$. En transposant le problème dans l'espace temps-fréquence, la minimisation du critère des moindres carrés s'exprime désormais :

$$\Psi(\mathbf{m}) = \|c_{\mathrm{m,n}}(x_2) - \mathbb{M}_{\mathbf{m}} c_{\mathrm{m,n}}(x_1)\|^2 + \lambda \|\mathbf{m} - 1\|^2, \tag{7.7}$$

A partir de cette équation, on obtient finalement l'expression directe du masque de Gabor, comme une solution estimée du problème aux moindres carrés :

$$\mathbf{m} = \frac{\|c_{\mathrm{m,n}}(x_1)\| \|c_{\mathrm{m,n}}(x_2)\| + \lambda}{\|c_{\mathrm{m,n}}(x_1)\|^2 + \lambda} = \frac{C_1 C_2 + \lambda}{C_1^2 + \lambda} \tag{7.8}$$

avec C_1, C_2 les modules des transformées de Gabor des signaux x_1, x_2 respectivement. Cette solution présente l'avantage d'être plutôt simple à évaluer numériquement. Par ailleurs, le paramètre de régulation λ permet de construire des masques à différentes échelles entre les deux signaux x_1 et x_2, ce qui lui donne finalement le rôle de loupe grossissant les différences spectro-temporelles selon plus ou moins de détails.

7.2.2 Implémentation d'un masque de Gabor

Maintenant que les principes de construction d'un masque de Gabor ont été posés, nous allons les appliquer à notre étude du décharnement acoustique. Une paire de sons rond/décharné est extraite du corpus [3]. Pour pouvoir construire un masque de Gabor entre ces deux sons, une première étape consiste à les aligner dans le plan temps-fréquence. Sur l'axe fréquentiel, les deux signaux sont déjà alignés, car ils possèdent le même pitch (fondamentale de la note Mi3). En revanche, sur l'axe temporel, ils n'ont pas la même durée, et il faut donc les synchroniser sans que cela n'altère leur pitch ni leur structure formantique. A cette fin, nous avons utilisé le logiciel *Adobe Audition*, et calé la durée du signal le plus long sur celle du plus court de la paire.

L'implémentation du masque de Gabor entre les deux signaux nécessite de bien définir au préalable le maillage temps-fréquence, sur lequel seront calculés les coefficients de leurs transformées de Gabor. Effectivement, en raison du principe d'incertitude d'Heisenberg, il faut trouver le bon compromis de précision entre les localisations temporelle et fréquentielle du masque. En pratique, nous avons opté pour une taille de fenêtre glissante composée de $M = 2048$ échantillons, ce qui correspond à une résolution fréquentielle d'une vingtaine de hertz entre chaque maille. Concernant la résolution temporelle, un taux de recouvrement (*overlap*) de facteur 8 a été choisi entre chaque fenêtre, ce qui correspond à un pas temporel de $a = M/8 = 256$ échantillons (environ 6 ms). Les transformées de Gabor des deux signaux ont été calculées sur la base de ce maillage temps-fréquence grâce aux primitives de la LTFAT Toolbox [Søndergaard 2012]. Puis le masque de Gabor s'est construit en définissant le son rond de la paire comme signal source x_1 et le son décharné associé comme signal cible x_2. A partir de l'équation 7.8, plusieurs masques de Gabor ont été générés par variation des valeurs du paramètre de régulation λ, afin de visualiser les différences entre les deux signaux, des plus grossières ($\lambda >= 1$) aux plus fines ($\lambda \to 0$).

La figure 7.3 présente le masque de Gabor calculé avec un paramètre de régulation $\lambda = 1$. Il s'agit d'une représentation temps-fréquence en noir et blanc des dissimilarités les plus flagrantes conduisant du son rond au son décharné. Ainsi, on peut déjà observer que les variations d'énergie spectrale sont essentiellement localisées sur des bandes fréquentielles multiples de la fondamentale de la note étudiée Mi3 (≈ 330 Hz). Cela signifie que les renforcements (en blanc) et atténuations (en noir) d'énergie portent avant tout sur les composantes harmoniques de la note, et non sur d'autres partiels. Ensuite, la grosse bande blanche à 1650 Hz révèle un renforcement d'énergie très net du 5^e harmonique, un G♯5 ($330 \times 5 = 1650$ Hz), du son décharné par rapport au son rond. Comme l'énergie des harmoniques adjacentes est aussi renforcée,

3. L'écoute de cette paire de sons est disponible sur la page web associée à l'article JASA décrit dans ce chapitre : http://www.lma.cnrs-mrs.fr/~kronland/Cello_Harshness/, dernièrement consultée en juin 2017

on peut supposer qu'il s'agit là de l'émergence d'un formant. Ce phénomène se retrouve aussi dans une moindre mesure sur le 9^e harmonique (à 2970 Hz). A l'inverse, certaines zones basses fréquences du spectre perdent nettement en énergie, comme la composante fondamentale (Mi3 à 330 Hz) et son octave à 660 Hz. Sur le plan spectral, le phénomène de décharnement correspondrait donc à un transfert de l'énergie spectrale des basses aux hautes composantes harmoniques avec l'apparition de régions formantiques. La note Mi3 décharnée sonnerait globalement plus brillante et en résonance sympathique avec sa tierce majeure. Il est intéressant de rappeler à ce stade que l'enrichissement spectral des partiels supérieurs d'une note produite par un instrument à cordes frottées, peut être due à une diminution de la vitesse d'archet [Guettler 2003a, Guettler 2003b] (cf section 2.1.3.2). Cette hypothèse sera explorée en détail à la section 8.1.

Sur le plan temporel maintenant, l'image du masque nous renseigne aussi sur une perte d'énergie spectrale au début du son décharné par rapport au son rond, correspondant aux 30 premières millisecondes de la naissance des trois premiers harmoniques. Ce retard dans la montée en énergie des harmoniques correspondrait globalement à une pente d'attaque temporelle plus faible du son décharné, et un régime transitoire d'attaque (*pré-Helmholtz*) altéré [Guettler 2002, Guettler 2004] (cf section 2.1.4.2). Enfin, on peut constater peut-être de manière un peu plus fine que chaque bande harmonique présente des oscillations en énergie, puisqu'aucune ne reste uniformément blanche ou noire le long de la vie de la note. Il serait donc aussi pertinent d'investiguer les différences entre sons rond et décharné sur le plan spectro-temporel, c'est-à-dire des fluctuations d'amplitude harmoniques. La façon dont l'énergie de chaque harmonique se déploie au cours du temps et le cycle de vie des partiels diffère entre les deux types de son, peut également grandement contribuer à la caractérisation du timbre décharné. Par référence à la littérature sur les trois types de régime *pré-Helmholtz*, l'ensemble de ces informations nous permet de supposer que l'attaque d'un son décharné serait de type étouffée/écrasée (*choked/creaky*), ce qui placerait donc ce son en bordure de la zone *Raucous* du diagramme de Schelleng (cf section 2.1.4.2).

7.3 Identification des descripteurs du décharnement

L'étude du masque de Gabor entre sons rond et décharné nous a ainsi mis en évidence trois caractéristiques macroscopiques de signal pour le phénomène de décharnement : L'émergence de régions formantiques accompagnée du transfert d'énergie spectrale haute fréquence, une perte d'énergie dans l'attaque du son et des fluctuations intrinsèques dans le déploiement temporel des amplitudes harmoniques. L'objet de cette section est d'identifier les descripteurs de signal les plus à même de quantifier ces caractéristiques générales.

7.3.1 Descripteurs spectraux

Sur le plan spectral, la principale caractéristique du décharnement capturée par le masque de Gabor est un transfert de l'énergie spectrale des basses aux hautes composantes harmoniques. Il est fort probable que ce transfert d'énergie puisse se quantifier de prime abord par une augmentation du barycentre de la distribution spectrale d'énergie, c'est-à-dire du descripteur de centroïde spectral harmonique (équation 6.8). Ainsi, un son perçu plus décharné serait aussi théoriquement perçu comme plus *brillant* et métallique. Nous aurons la possibilité de conforter cette hypothèse par des tests d'écoute lors de la mise en oeuvre d'un modèle perceptif du décharnement (cf section 7.4).

7.3.1.1 Descripteur de brillance

Comme nous travaillons ici non pas sur une séquence mais sur une note, et que nous connaissons sa fondamentale $f_0 = 329.63$ Hz, nous pouvons obtenir une résolution fréquentielle maximale en recalculant

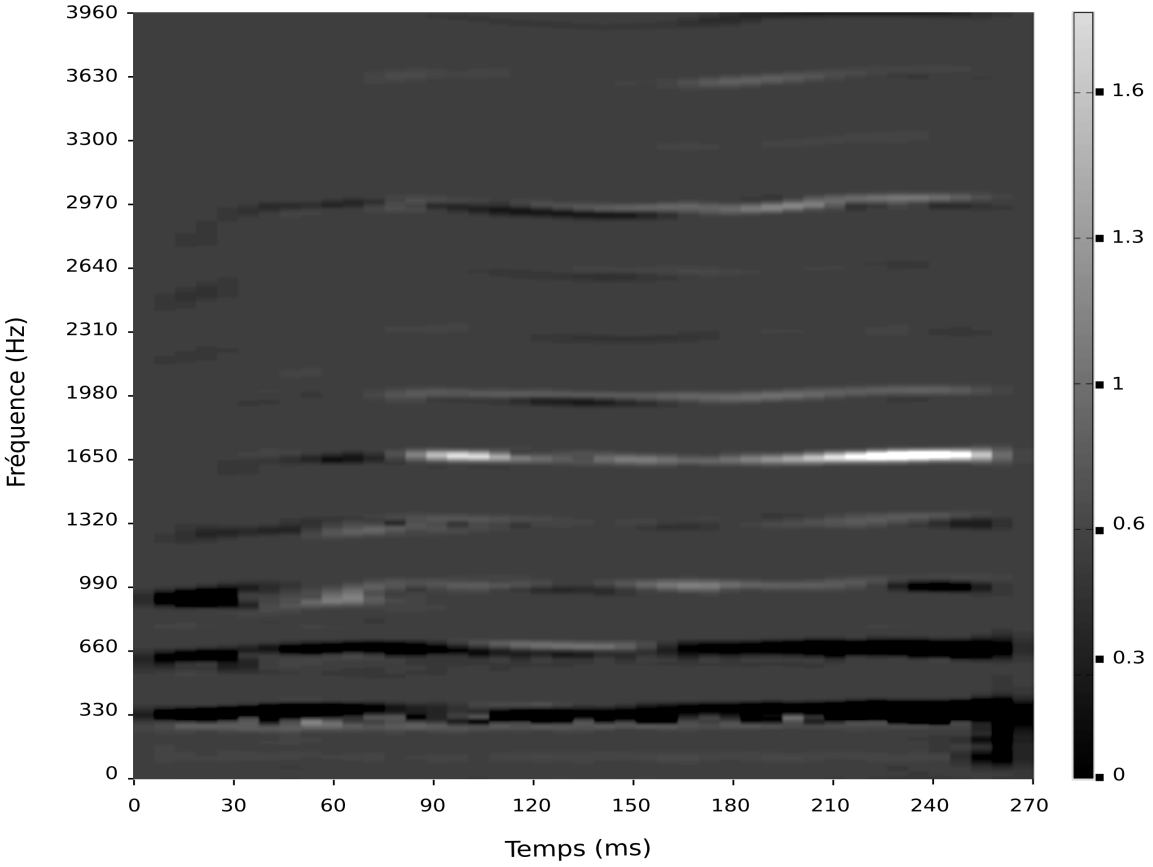


FIGURE 7.3 – Masque de Gabor calculé entre le son rond et décharné d'une paire du corpus, pour un paramètre de régulation $\lambda = 1$. Leurs différences macroscopiques apparaissent comme des déviations par rapport à $\mathbf{m} = 1$ (signifiant aucune transformation). Les zones blanches correspondent à des renforcements d'énergie spectrale du son décharné par rapport au son rond (déviations du masque supérieures à 1). Inversement, les zones noires définissent des atténuations d'énergie spectrale du son décharné par rapport au son rond (déviations du masque inférieures à 1)

les lois de modulations d'amplitude harmoniques sur une seule fenêtre correspondant à la durée de la note. Cela donne au final un centroïde spectral harmonique plus précis qu'avec l'équation 6.8 :

$$HSC = f_0 \frac{\sum_{h=1}^{H} hA_{\mathrm{h}}}{\sum_{h=1}^{H} A_{\mathrm{h}}} \tag{7.9}$$

où h et A_{h} sont respectivement le rang et l'amplitude de la h^e composante harmonique de fréquence fondamentale f_0, et H est le nombre total d'harmoniques considérés ($H = 25$ en pratique).

7.3.1.2 Descripteur de transfert de l'énergie spectrale

Une manière sans doute plus fine de caractériser le phénomène de transfert de l'énergie dans le spectre, peut consister à diviser la distribution spectrale selon plusieurs bandes d'énergie, puis de calculer un ratio entre les énergies accumulées dans une ou plusieurs de ces bandes. Le descripteur de tristimulus [Pollard 1982] quantifie par exemple l'énergie spectrale selon trois zones : une première contenant la fréquence fondamentale, une deuxième contenant des partiels médians (deux, trois, quatre), et une troisième

contenant les partiels supérieurs (cinq et plus). Le tristimulus se calcule comme trois coordonnées de barycentre spectral, rendant compte de l'énergie relative de la ou des composantes de chaque bande par rapport à l'énergie de toutes les composantes :

$$TR_1 = \frac{A_1}{\sum_{h=1}^{H} A_\mathrm{h}}; \quad TR_2 = \frac{\sum_{h=2}^{4} A_\mathrm{h}}{\sum_{h=1}^{H} A_\mathrm{h}}; \quad TR_3 = \frac{\sum_{h=5}^{H} A_\mathrm{h}}{\sum_{h=1}^{H} A_\mathrm{h}} \tag{7.10}$$

où A_h est l'amplitude du h^e harmonique, et H est le nombre total d'harmoniques considérés.

A partir de cette définition classique du tristimulus, nous avons créé un seul descripteur plus compact et spécifique du transfert de l'énergie dans le spectre :

$$TRIratio = \frac{TR_3}{TR_1 + TR_2} \tag{7.11}$$

D'après nos hypothèses, un son décharné serait susceptible de contenir plus d'énergie dans la troisième bande spectrale, et moins dans la première, ce qui impliquerait que la valeur de ce descripteur soit plus grande pour son décharné que pour un son rond.

7.3.1.3 Descripteur de zone formantique

L'émergence de zones formantiques dans le spectre en fréquences se caractérise classiquement avec les coefficients MFCCs (Mel-Frequency Cepstral Coefficients) [Davis 1980]. Les MFCCs sont généralement bien adaptés aux instruments produisant des formants, et dont le fonctionnement peut être modélisé par une association source/filtre, comme la voix par exemple. Ce type de modélisation est applicable au violoncelle si l'on considère la friction de l'archet sur la corde comme la source d'excitation, et le corps de l'instrument comme le filtre (cf section 2.1.6.1). Selon les paramètres physiques de l'interaction archet-corde, on peut alors supposer que des zones de formants sont renforcées dans le spectre en fréquence, et que cela influe aussi sur la perception du timbre.

Les coefficients MFCCs permettent de décrire avec un petit nombre de valeurs la forme de l'enveloppe spectrale. Ils représentent un cepstre réduit de l'enveloppe formantique sur une échelle de *mels* non-linéaire, fonction de l'impression subjective de fréquence. L'échelle des *mels* est en effet une échelle de pitchs jugés par les auditeurs égaux en distance les uns des autres. Elle est donc adaptée à la perception du système auditif humain, plus sélectif pour les basses que pour les hautes fréquences [Kim 2006, Bogert 1963] :

$$\mathrm{mel}(f) = 1127.0148 \log(1 + \frac{f(Hz)}{700}) \tag{7.12}$$

La première étape du calcul des coefficients MFCC consiste ainsi à créer un spectre réduit sur la base de cette échelle perceptive de *mels*. On réalise cette opération en filtrant le spectre issu de la transformée de Fourier du signal par un banc de filtres triangulaires, dont les fréquences centrales sont régulièrement espacées selon l'échelle de *mels* (figure 7.4(a)).

L'enveloppe formantique du signal est ensuite estimée à partir du logarithme du module des énergies pour chaque bande spectrale du banc de filtres. La précision du contour de cette enveloppe est déterminée par le nombre de filtres utilisés dans le banc. Finalement, on calcule les coefficients MFCC c_i en appliquant la transformée en cosinus discrète (DCT pour Discrete Cosinus Transform) à l'enveloppe formantique :

$$c_\mathrm{i} = \sum_{k=1}^{N_\mathrm{f}} \log(E_\mathrm{k}) \cos\left[i \left(k - \frac{1}{2} \right) \frac{\pi}{N_\mathrm{f}} \right] \qquad 1 \leq i \leq N_\mathrm{c} \tag{7.13}$$

où E_k est l'énergie spectrale mesurée dans la bande critique du k^e filtre mel, N_f est le nombre total de filtres mel, et $N_\mathrm{c} \leq N_\mathrm{f}$ le nombre de coefficients MFCC à calculer.

La figure 7.4 donne un exemple de coefficients MFCC calculés pour la même paire de sons rond/décharné que celle de l'étude du masque de Gabor (figure 7.3). Suivant les recommandations standards [Kim 2006], on utilise pour le calcul un banc de $N_\mathrm{f} = 24$ filtres mel, de largeur de bande $B_\mathrm{m} = 2700$ mels (ce qui limite la plage fréquentielle à 8000 Hz). Après application de la DCT, on ne garde qu'un nombre de coefficients MFCC $N_\mathrm{c} = N_\mathrm{f}/2 = 12$. Les 12 premiers coefficients suffisent en effet à décrire avec précision l'ensemble des oscillations présentes dans l'enveloppe spectrale. Notons qu'un treizième coefficient C_0 est aussi calculé, mais celui-ci représente l'énergie logarithmique moyenne en sortie du banc de filtres mel, et n'impacte donc pas la forme de l'enveloppe spectrale. Parmi les 12 coefficients MFCC de forme, les deux premiers revêtent une importance particulière. En effet, C_1 caractérise le comportement passe-bas de l'enveloppe, tandis que C_2 désigne plutôt son comportement passe-bande. De manière très intéressante, on peut se rendre compte sur la figure 7.4(c) que la valeur absolue des deux premiers coefficients évoluent en sens contraire pour les deux sons rond/décharné de la paire étudiée. Le son rond présente un fort comportement passe-bas, puisque $\|C_1\| > \|C_2\|$. A l'inverse, celui du son décharné est beaucoup plus passe-bande avec un gros formant central, puisque $\|C_1\| < \|C_2\|$. Les autres coefficients varient relativement peu entre les deux sons, par comparaison aux deux premiers coefficients, ce qui signifie que les oscillations intrinsèques de leurs enveloppes formantiques restent plutôt semblables. On retrouve bien ces tendances à la figure 7.4(b) dans le dessin des enveloppes formantiques associées aux cepstres MFCC des deux sons. Enfin, le fait qu'un formant soit présent dans le son décharné et pas dans le son rond est cohérent avec un transfert de l'énergie spectrale des basses aux hautes fréquences. De manière similaire à l'équation 7.11, nous caractérisons ce transfert sur le plan formantique avec un descripteur de ratio entre les deux premiers coefficients MFCC :

$$MFCCratio = \frac{\|C_2\|}{\|C_1\|}, \tag{7.14}$$

7.3.2 Descripteurs temporels

Sur le plan temporel, le masque de Gabor a révélé des différences d'énergie spectrale entre les phases d'attaque des signaux rond et décharné d'une même paire (7.3). Il semblerait notamment que l'attaque d'un son décharné contienne moins d'énergie, et que sa pente soit donc aussi potentiellement plus faible. Des études comme celles de [Grey 1977] et [McAdams 1995] ont montré que l'attaque, c'est-à-dire le temps de montée de l'énergie du signal, jouait un rôle à part entière dans la perception du timbre instrumental. [Schaeffer 1966] a aussi établi que l'oreille est particulièrement sensible au temps et à la pente de l'attaque, pour qualifier le déploiement de l'énergie d'un son entretenu. D'après [Gordon 1987], la perception de cette pente d'attaque serait conditionnée par des facteurs différents selon la vitesse du temps de montée du son : L'amplitude si c'est rapide, la fluctuation spectrale si c'est plus lent. Nous approfondirons la relation entre attaque et variations spectrales à la section 7.3.3. On se propose ici de calculer deux descripteurs relatifs à la phase d'attaque, pour tenter de mieux caractériser le décharnement sur le plan temporel.

7.3.2.1 Descripteur de temps d'attaque

Pour quantifier le temps d'attaque, nous reprenons un descripteur souvent retenu pour interpréter les espaces de timbre [McAdams 1995] : Le LAT (*Logarithmic Attack Time*) correspondant au logarithme du temps nécessaire au signal pour passer d'un seuil correspondant à 2% de sa valeur maximale, à la valeur maximale [Kim 2006] :

$$LAT = \log_{10} AT = \log_{10}(T_{stop} - T_{start}) \tag{7.15}$$

où T_{start} et T_{stop} sont les temps de montée de l'énergie du son jusqu'au seuil et à la valeur maximale respectivement.

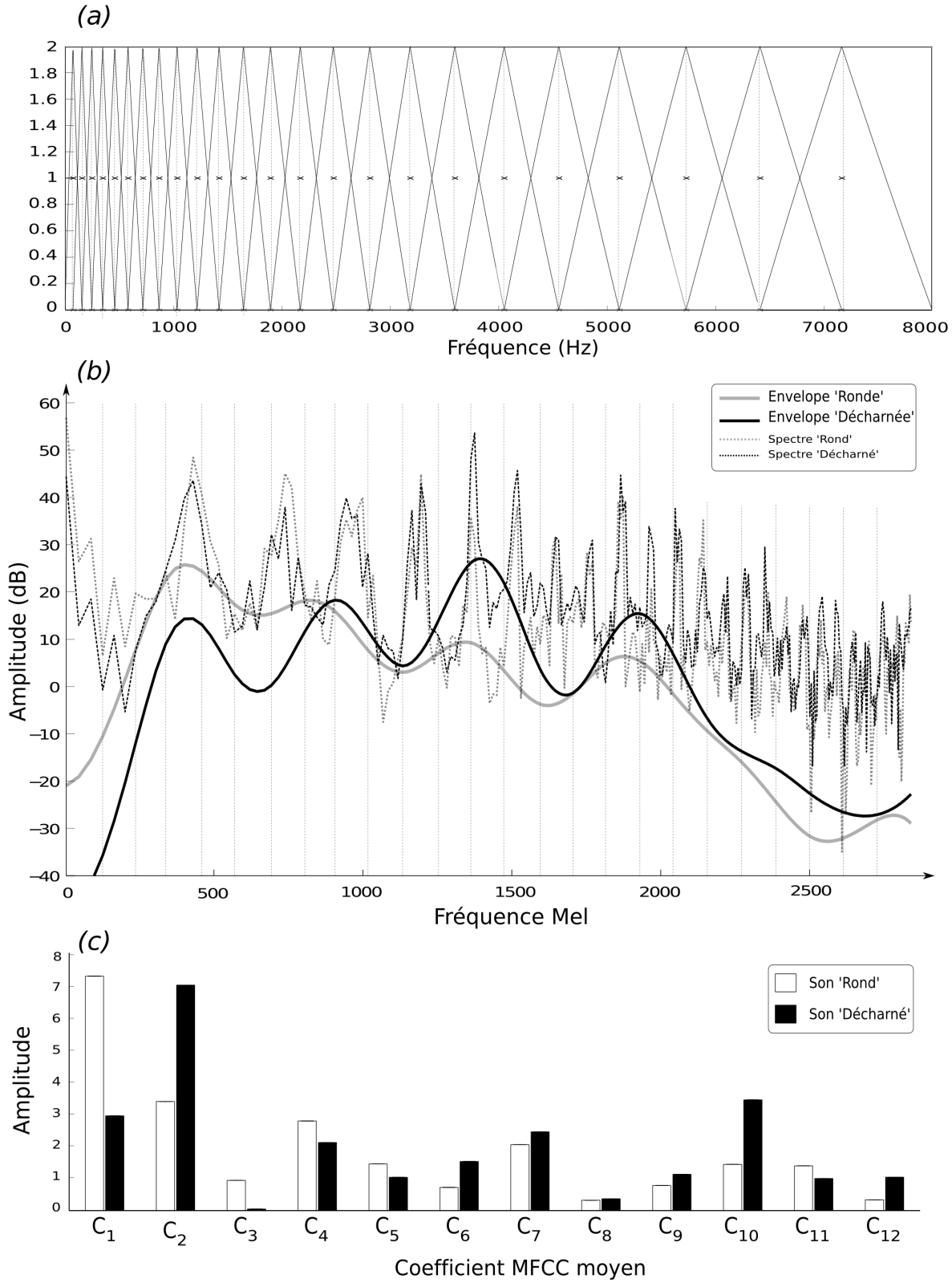


FIGURE 7.4 – **(a)** Banc de filtres mel utilisé dans le calcul des coefficients MFCC. Ce banc modélise grossièrement le comportement des bandes fréquentielles critiques de l'oreille interne. Les croix indiquent les fréquences centrales de chaque filtre. **(b)** Enveloppes formantiques des sons rond/décharné d'une paire du corpus (la même que celle de la figure 7.3). Les lignes verticales correspondent aux fréquences centrales des 24 bandes critiques du banc de filtres mel, utilisé pour calculer les énergies de spectres réduits. Elles sont espacées de manière égale selon l'échelle mel. **(c)** Les valeurs absolues des 12 premiers coefficients MFCC correspondants à ces enveloppes formantiques de sons rond/décharné

7.3.2.2 Descripteur de pente d'attaque

Pour quantifier la raideur de l'attaque, c'est-à-dire la vitesse selon laquelle l'énergie monte dans le signal, on définit le descripteur ATS (*Attack Slope*), correspondant à la pente d'attaque temporelle moyenne de cette énergie [Peeters 2004] :

$$ATS = \frac{PeakValue}{AT} \tag{7.16}$$

où AT est le temps d'attaque (cf équation 7.15) défini comme une durée entre la valeur maximale et 2% de cette valeur max ($PeakValue$).

7.3.3 Descripteur spectro-temporel

La troisième caractéristique capturée par le masque de Gabor (7.3) révélait des différences en terme de déploiement temporel d'énergie des harmoniques entre sons rond et décharné d'une même paire. Comme évoqué précédemment, les phénomènes de fluctuation spectrale et d'asynchronicité entre harmoniques de rang faible et élevé peuvent grandement contribuer à la perception de l'attaque mais aussi du timbre du son lui-même. Il existe un descripteur de flux spectral [Peeters 2004], qui mesure globalement les variations d'énergie spectrale au cours du temps. Ce descripteur s'est révélé comme un corrélat acoustique fondamental du timbre instrumental dans les espaces perceptifs de [Grey 1977] et [McAdams 1995]. Ici nous nous intéressons en plus aux phénomènes de synchronicité temporelle entre harmoniques et donc à une version harmonique du flux spectral. Le descripteur HSV (Harmonic Spectral Variation) est bien adapté à ce besoin puisqu'il reflète la variation globale des amplitudes harmoniques entre fenêtres spectrales adjacentes. [Chudy 2013] l'a notamment utilisé afin de discriminer le timbre entre deux violoncelles ou même entre plusieurs violoncellistes jouant du même instrument. Le HSV peut aussi refléter un vibrato dans le son, puisque cet effet crée des modulations lentes des amplitudes harmoniques. Néanmoins, les sons collectés dans notre corpus ne sont pas vibrés, et le HSV reflétera donc uniquement une mesure de timbre corrélée au caractère ordonné ou chaotique de l'évolution du contenu spectral harmonique.

Pour calculer le HSV, il faut d'abord extraire les amplitudes instantanées des harmoniques du signal, selon le technique de décomposition en sous-bandes décrite à la section 6.4.2.1. Dans chaque fenêtre d'horizon temporel d'analyse m, l'amplitude instantanée d'un harmonique h correspond au module de son signal analytique (équations 6.6 et 6.7). On calcule alors le HSV comme le complément à 1 de la corrélation normalisée entre les valeurs d'amplitude instantanées d'harmoniques issues de deux fenêtres adjacentes [Kim 2006] :

$$HSV = \frac{1}{M}\sum_{m=2}^{M}\left\{1 - \frac{\sum_{h=1}^{H}(A_{m-1}(h)A_m(h)}{\sqrt{\sum_{h=1}^{H}A_{m-1}(h)^2}\sqrt{\sum_{h=1}^{H}A_m(h)^2}}\right\} \tag{7.17}$$

où $A_m(h)$ correspond à l'amplitude instantanée moyenne du h^e harmonique dans la m^e fenêtre. H est le nombre total d'harmoniques considérés pour le calcul ($H = 25$) et M le nombre de fenêtres du signal considéré.

La figure 7.5 donne un exemple d'amplitudes instantanées d'harmoniques calculées pour la même paire de sons rond/décharné que celle de l'étude du masque de Gabor (figure 7.3). On peut bien se rendre compte de la différence du cycle de vie des harmoniques entre les deux sons. Pour le son rond (figure 7.5(a)), on constate un déploiement régulier des harmoniques les uns par rapport aux autres au cours du temps, avec très peu de croisements entre les amplitudes instantanées. A noter aussi la forte pente d'attaque de l'énergie du fondamental dans le son rond. Pour le son décharné en revanche (figure 7.5(b)), le comportement des harmoniques est beaucoup plus instable, chaotique et la pente d'attaque du

fondamental s'est grandement affaiblie. La cinquième composante présente notamment des renforcements d'énergie importants autour de 120 ms et 220 ms après le début du son, ce qui la rend très asynchrone des autres harmoniques. Notons que cette cinquième harmonique est aussi celle sur laquelle on avait déjà pu noter l'apparition d'un formant dans le masque de Gabor, ce qui corrélerait potentiellement les deux phénomènes. On peut donc s'attendre à ce que cette asynchronie structurelle se retrouve dans le descripteur HSV, et que les fluctuations spectrales harmoniques soient globalement plus élevées pour un son décharné que pour un son rond.

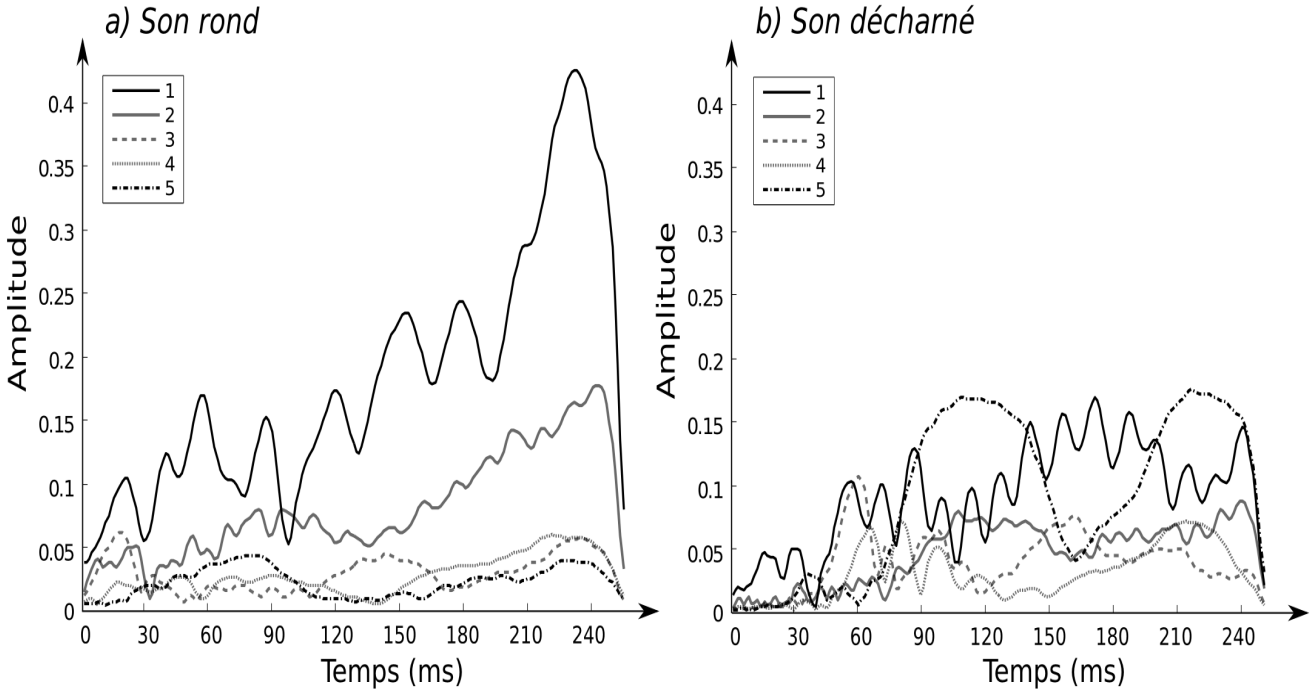


FIGURE 7.5 – Amplitudes instantanées des 5 premiers harmoniques des sons rond/décharné d'une paire du corpus (la même que celle de la figure 7.3).

7.3.4 Validation des descripteurs sur le plan signal

Maintenant que nous avons recensé plusieurs descripteurs acoustiques susceptibles de caractériser un son de violoncelle *décharné*, on souhaite sélectionner les plus pertinents du point de vue signal. Pour cela, on réalise des tests appariés (*paired t-tests*) entre les deux échantillons de 10 sons rond/décharné du corpus. Précisons que ces échantillons sont quasi indépendants, car les 10 paires de sons proviennent de sept violoncellistes différents avec pas plus d'une répétition pour trois violoncellistes. Les t-tests entre deux échantillons permettent de savoir si leurs moyennes sont significativement différentes l'une de l'autre. Il s'agit d'un "test de Student" dont la statistique de test doit être inférieure à une probabilité critique (p-value) de 5% pour pouvoir rejeter l'hypothèse nulle (H0) selon laquelle les moyennes des deux échantillons sont les mêmes. Un t-test de significativité est ainsi appliqué pour chaque descripteur acoustique, calculé sur les sons des deux échantillons.

Les résultats des t-tests appariés sont présentés table 7.1, par leur statistique de test et la p-value associée. On peut constater qu'à l'exception du LAT, tous les descripteurs calculés sont significativement différents entre les deux échantillons rond et décharné. La figure 7.6 présente sous forme de *boxplots* la

distribution des valeurs des six descripteurs acoustiques dans chaque échantillon de sons rond/décharné. On y observe des valeurs de descripteurs spectraux (HSC, TRIratio, MFCCratio) et spectro-temporel (HSV) bien plus grandes et réparties pour les sons décharnés que pour les sons ronds. Ces résultats révèlent qu'un son décharné se caractérise effectivement par plus de brillance et un transfert de l'énergie spectrale vers les composantes harmoniques de rang plus élevé. Cela coïncide également avec l'apparition régulière d'une zone formantique et un comportement du spectre plus passe-bande que passe-bas. Les sons ronds possèderaient à l'inverse une énergie systématiquement plus localisée dans les basses composantes spectrales. Un décharnement du son se caractériserait également par une plus grande asynchronicité dans le déploiement temporel de ses harmoniques et un mouvement de Helmholtz plus instable. Sur le plan temporel, ce mouvement de Helmoltz serait aussi systématiquement plus lent, puisque les *boxplots* d'ATS révèlent des valeurs significativement plus faibles pour les sons décharnés que pour les sons ronds.

TABLE 7.1 – Résultats des t-tests appariés pour chacun des six descripteurs acoustiques identifiés. La pertinence selon laquelle il est possible de discriminer l'échantillon des sons ronds de celui des sons décharnés est fournie par la p-value p : $^{*}p < 0.05$, $^{**}p < 0.01$, $^{***}p < 0.001$

Descripteurs	HSC	TRIratio	MFCCratio	LAT	ATS	HSV
t(9)=	5.69^{***}	4.1^{**}	4.13^{**}	1.21	-6.17^{***}	5.16^{***}

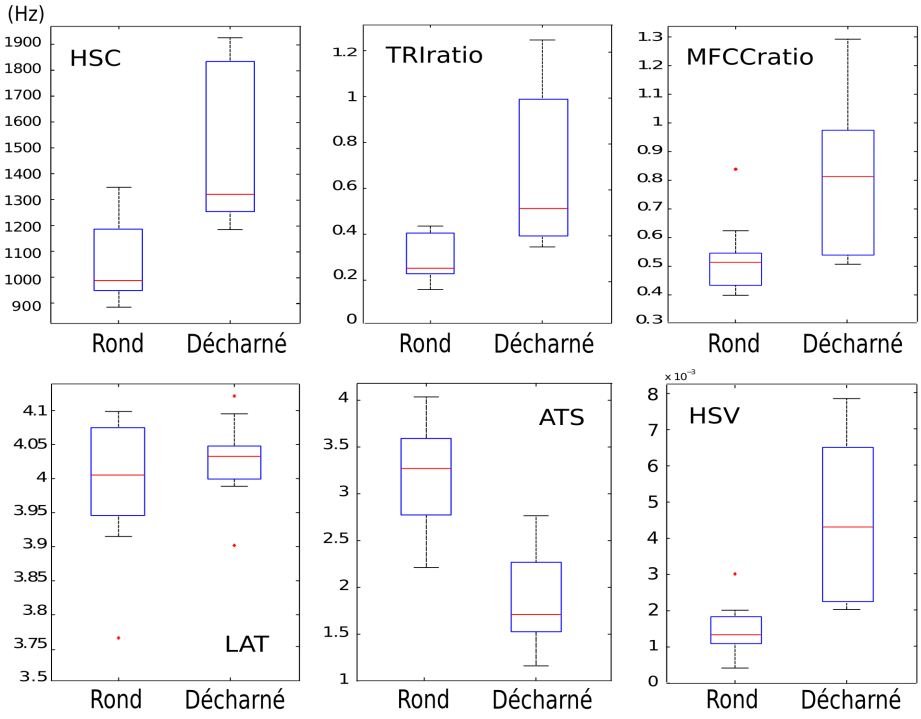


FIGURE 7.6 – Comparaison des valeurs des six descripteurs acoustiques identifiés entre les deux échantillons de sons rond et décharné. On affiche la distribution de ces valeurs dans un *boxplot* par échantillon. Pour chaque *boxplot*, la marque centrale rouge représente la médiane de la distribution. Les extrémités basse et haute du *boxplot* correspondent respectivement aux premier (25%) et troisième quartile (75%) de la distribution

7.4 Construction d'un modèle perceptif du décharnement

Au moyen d'une étude macroscopique par masque de Gabor, puis d'une identification ciblée de ses caractéristiques, nous avons pu mettre en évidence cinq descripteurs acoustiques pertinents pour décrire le décharnement du signal sonore. Nous mettons maintenant en oeuvre une expérience perceptive, afin de rechercher parmi ces cinq descripteurs ceux qui sont les plus à même d'exprimer la perception du phénomène. Cette expérience débouche sur la construction d'un modèle perceptif de décharnement.

7.4.1 Participants

Le protocole expérimental est élaboré sur la base de tests d'écoute, soumis à 15 violoncellistes expérimentés. Ces musiciens sont tous des étudiants ou professeurs (volontaires) du conservatoire de Marseille et d'écoles musicales de la région. Tous présentent un bon niveau de pratique instrumentale, de sept ans au minimum jusqu'à quarante ans d'expérience.

7.4.2 Continua de stimuli

Dans cette étude, nous demandons aux sujets musiciens d'évaluer un niveau de décharnement perçu par rapport à une référence jugée *ronde* ou de bonne qualité. La méthodologie consiste à créer des continua de stimuli graduellement décharnés, et observer de quelle façon les descripteurs acoustiques calculés pour les sons intermédiaires se corrèlent à la perception des sujets. De façon intuitive, nous tentons de créer ces continua sur la base des 10 paires de sons du corpus élaboré section 7.1.2. Pour chacune de ces paires en effet, il est tout à fait possible de réaliser un morphing acoustique à la manière de [Olivero 2010] et ainsi générer plusieurs sons intermédiaires, grâce aux propriétés des multiplicateurs de Gabor (équation 7.5). En effet, comme nous l'avons vu dans ses principes de construction, un multiplicateur de Gabor permet de synthétiser mathématiquement une version hybride entre deux signaux (la source x_1 et la cible x_2), sur la base d'un masque (de Gabor) paramétrable. On réalise ce paramétrage en faisant varier le paramètre de régulation λ (équation 7.8). Plus le masque entre les deux signaux est créé avec un petit paramètre de régulation ($\lambda \to 0$), plus le multiplicateur de Gabor associé resynthétisera un son dont la transformée temps-fréquence sera proche du son cible x_2.

Nous nous sommes servis de ces propriétés pour créer 10 continua de quatre stimuli graduellement décharnés [4]. Chaque continuum est élaboré à partir d'une paire du corpus, dans laquelle le son rond représente la référence (ou son source x_1), et le son décharné représente la cible du morphing (x_2). Entre ces deux sons, on a généré deux sons intermédiaires par l'implémentation de deux multiplicateurs de Gabor, à paramètres de régulation décroissants ($\lambda \to 0$). Le choix des pas de décroissance du paramètre de régulation s'est fait par des écoutes informelles au casque, avec l'objectif de produire une évolution du décharnement, qui soit perceptivement la plus continue possible au sein des continua. A ce propos, nous avons pu constater que la perception des sons décharnés produits par cette technique n'était pas nécessairement linéaire et alignée sur la fonction monotone décroissante du paramètre de régulation λ. Il s'est ainsi souvent avéré que le deuxième son intermédiaire généré se retrouve perceptivement plus décharné que le vrai. Nous reviendrons sur ce phénomène plus en détail ci-après dans l'analyse des résultats des sujets (cf section 7.4.5) .

Précisons que toute la procédure nécessite un alignement temporel préalable des deux signaux constituant chaque paire, opération réalisée au moyen du logiciel *Adobe Audition* comme à la section 7.2.2.

4. Des exemples sonores de ces continua sont disponibles sur la page web associée à l'article JASA décrit dans ce chapitre : http://www.lma.cnrs-mrs.fr/~kronland/Cello_Harshness/, dernièrement consultée en juin 2017

Enfin, une égalisation en sonie[5] a aussi été effectuée sur les quatre sons de chacun des 10 continua, afin que le niveau sonore ne soit pas un biais à la perception des différences de timbre instrumental.

7.4.3 Procédure des tests d'écoute

L'interface des tests d'écoute associée au design des stimuli expérimentaux est basée sur une méthode de comparaison de type MUSHRA (MUlti Stimulus test with Hidden Reference and Anchor) [ITU-R Recommendation BS.1534-1 2003]. Il s'agit d'une procédure de comparaisons multiples couramment utilisée pour l'estimation de la qualité des codecs audio. Les sujets doivent effectuer des comparaisons qualitatives de plusieurs sons par rapport à une référence donnée, normalement jugée de bonne qualité. Cette référence est également cachée dans le jeu des sons de manière à s'assurer que les sujets la perçoivent bien, et potentiellement éliminer ceux qui ne la reconnaissent pas. Nous avons repris la méthodologie du test MUSHRA pour évaluer le taux de décharnement perçu entre les sons de nos continua. L'interface a été programmée dans Matlab, et installée sur un portable Macbookpro équipé d'un casque audio de bonne qualité (Sennheiser HD-650). Selon les disponibilités des sujets, les tests se sont déroulés au laboratoire ou dans un environnement suffisamment isolé acoustiquement.

Lors du test, nous nous sommes tout d'abord assurés que le terme de décharnement du son était bien compris par le sujet à l'aide de deux paires de test rond/décharné. Puis dix panneaux de comparaisons successifs lui ont été présentés, chacun correspondant à un continuum donné. Un exemple de l'interface correspondante à un panneau est illustré à la figure 7.7. A l'intérieur de chaque panneau, on demande au sujet de commencer par écouter la référence, qui correspond au son rond original du continuum. La tâche consiste à évaluer la perte de qualité en terme de décharnement perçu pour les quatre sons formant le continuum, par rapport à la référence écoutée en premier. Ces quatre stimuli du même continuum (référence cachée comprise) sont présentés selon un ordre aléatoire dans le panneau, de façon à éviter les biais dans les réponses. Précisons ici que pour les mêmes raisons, l'ordre de présentation des panneaux de continuum a aussi été rendu aléatoire pour chaque sujet. Le score de décharnement perçu pour chacun des quatre stimuli est ajusté par le sujet au moyen d'un curseur vertical, selon une échelle continue de 0 à 100. Cette échelle, encore appelée CQS (*Continuous Quality Scale*), a été divisée pour plus de commodités en cinq parties égales réparties du bas vers le haut selon des adjectifs d'intensité : *A peine plus*, *Un peu plus*, *Plus*, *Bien plus* et *Beaucoup plus*. Le sujet a la possibilité de mettre un score de zéro s'il estime que le son écouté est identique à la référence ou qu'il ne perçoit pas de différence avec celle-ci en terme de décharnement. Il n'y a pas de limitations quant au nombre de fois que le sujet peut écouter les sons, par contre il ne peut pas revenir au panneau du continuum antérieur une fois ses choix validés.

7.4.4 Analyse des données

7.4.4.1 Modélisation du problème

L'objectif de l'analyse des données recueillies lors des tests d'écoute MUSHRA consiste à faire le lien entre les scores de décharnement perçu par les sujets et les cinq valeurs de descripteurs acoustiques calculées pour chaque son. Nous sommes donc en présence d'une variable de score à expliquer potentiellement par cinq variables de descripteurs acoustiques. Ce type de problème peut se modéliser comme une régression linéaire multiple. On parlera alors de variable endogène, dépendante ou de réponse pour les scores de décharnement attribués par les sujets, et de variables exogènes, indépendantes, explicatives ou prédicteurs pour les cinq descripteurs acoustiques. Si Y désigne la variable réponse et X_p les p variables

5. Pour réaliser l'égalisation en sonie des quatre sons composant chaque continuum, nous nous sommes servis de la *Loudness Toolbox* implémentée par [Genesis 2009].

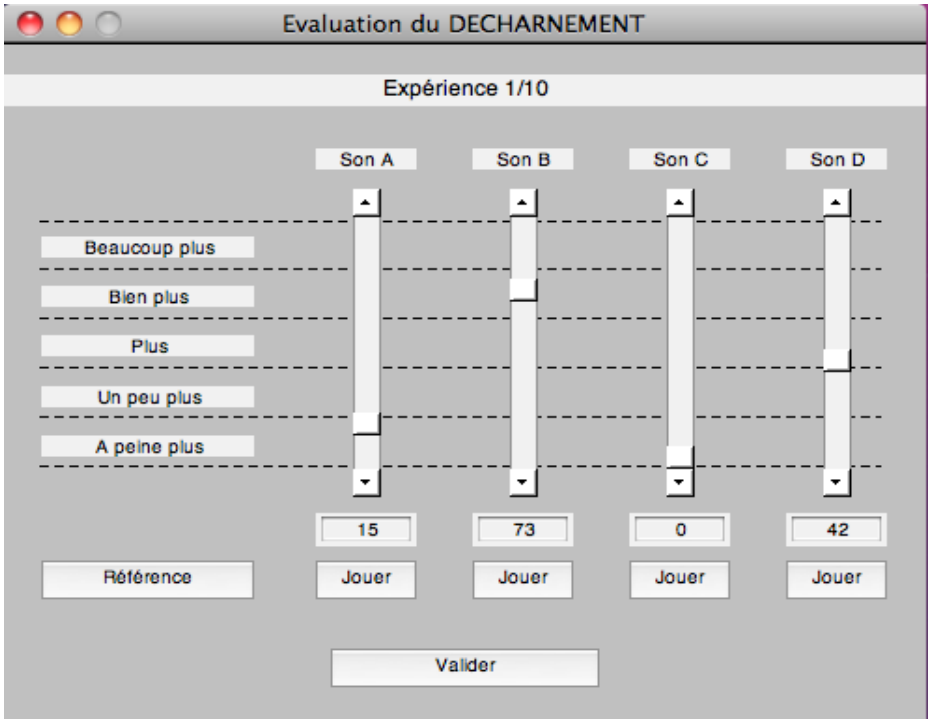


FIGURE 7.7 – Interface du test MUSHRA utilisée par les sujets. Il s'agit d'un des dix panneaux associés aux continua de stimuli élaborés. La référence correspond au son rond original du continuum. Celle-ci est cachée de façon aléatoire parmi les quatre sons pour lesquels il faut estimer la perte de qualité en terme de proportion de décharnement.

explicatives, une régression multiple se formule ainsi :

$$Y = \widehat{Y} + \varepsilon = \beta_p X^p + \varepsilon \tag{7.18}$$

où $\widehat{Y}$ est le modèle de la régression. Ce modèle tente d'approcher au mieux les observations Y à l'aide d'une combinaison linéaire de prédicteurs X_p. Les coefficients β_p attribués aux prédicteurs lors du processus de régression pondèrent l'importance de ces derniers dans l'explication des observations. L'objet de la régression multiple consiste à chercher le meilleur modèle $\widehat{Y}$, c'est-à-dire les meilleures pondérations β_p de prédicteurs X_p qui puissent expliquer les observations Y. Cela revient à résoudre un problème de minimisation du critère des moindres carrés, dont les solutions sont les coefficients β_p qui produisent la plus faible erreur quadratique de prévision ε^2 entre le vecteur des réponses Y et le vecteur des prédictions $\widehat{Y} = \beta_p X^p$:

$$\varepsilon^2 = ||Y - \widehat{Y}||^2 = ||Y - \beta_p X^p||^2 \tag{7.19}$$

L'erreur quadratique de prévision ε^2 permet d'estimer la qualité du modèle. On peut aussi s'assurer de la robustesse de ce modèle en validant les hypothèses de linéarité et d'homoscédasticité (dispersion régulière autour de la moyenne) de la distribution des résidus ε.

7.4.4.2 Implémentation d'une régression multiple

A l'issue des tests, nous obtenons les scores perceptifs de décharnement associés aux 10 continua de 4 sons, soit 40 observations en tout pour chaque sujet. La première étape consiste à s'assurer que la référence de chaque continuum a toujours été bien perçue par les sujets. Cela s'est avéré vrai dans l'ensemble, même

si une petite quantité de décharnement était parfois associée à la référence cachée (le score n'était pas exactement zéro). Dans ces cas-là, nous avons systématiquement vérifié que cette quantité restait malgré tout plus faible que les scores des autres sons du même continuum. Au final, nous n'avons eu à rejeter aucun continuum pour aucun sujet.

Ensuite, pour chaque sujet, nous avons centré et normalisé les scores perceptifs des quatre sons de chaque continuum (moyenne 0, écart-type 1), de façon à pouvoir comparer les 10 continua entre eux indépendamment de leur score de référence. Pour chaque son, ces scores ont été moyennés au travers des sujets, ce qui permet d'obtenir au final un vecteur de scores inter-sujets constitué de 40 observations.

Afin de mettre en corrélation les 40 scores perceptifs avec des propriétés de signal, nous avons calculé les cinq descripteurs acoustiques identifiés section 7.3.4 pour chacun des 40 sons du corpus de test. Puis une régression linéaire multiple du vecteur Y de 40 scores perceptifs a été effectuée sur les cinq variables prédictives X_p ($p = 5$) de descripteurs acoustiques. Cela résulte en un modèle de prédiction basique du décharnement par un petit nombre de descripteurs acoustiques. De manière additionnelle, nous avons également testé une méthode de régression intelligente par étape (dite *stepwise*). Ce processus complémentaire présente l'avantage de détecter automatiquement les multicolinéarités entre les variables prédictrices, et ainsi de ne conserver que les descripteurs acoustiques les plus pertinents.

7.4.5 Résultats

Dans la table 7.2, on présente les coefficients β_p associés aux prédicteurs X^p, calculés par le processus de régression linéaire multiple. Ces résultats suggèrent que parmi les cinq descripteurs acoustiques identifiés section 7.3.4, trois sont réellement pertinents pour modéliser le phénomène de décharnement perçu par les sujets. En effet, la résolution du critère aux moindres carrés intrinsèque à la régression attribue des niveaux de significativité statistique à chaque coefficient de pondération. Ici, seuls trois prédicteurs sont associés à des coefficients de pondération significativement différents de zéro (leur p-value est inférieure à 5%). On trouve en premier lieu le descripteur spectro-temporel HSV ($p < 0.001$), puis le descripteur temporel ATS ($p < 0.01$) corrélé négativement à HSV. Enfin, sur un plan purement spectral, le descripteur MFCCratio ($p < 0.05$) semble le plus corrélé à la perception des sujets.

TABLE 7.2 – Résultats de la régression linéaire multiple. La p-value p affectée à chaque coefficient de pondération β_p correspond à la pertinence du prédicteur (descripteur acoustique) associé X^p dans le modèle perceptif de décharnement : $^{*}p < 0.05$, $^{**}p < 0.01$, $^{***}p < 0.001$

Descripteurs	HSC	TRIratio	MFCCratio	ATS	HSV
Coeffs β_p	0.45	-0.58	0.29^{*}	-0.36^{**}	0.49^{***}

Les caractéristiques du modèle perceptif généré par la régression sont présentées figure 7.8. On y visualise notamment l'écart entre les observations de scores réelles et les prédictions du modèle de deux manières différentes. Dans la figure 7.8(a), cet écart est présenté pour chacun des 10 continua de quatre sons. On peut constater que malgré l'ordre aléatoire de présentation des sons au sein des continua, les sujets ont globalement bien perçu une dégradation progressive de la qualité sonore en terme de décharnement. En effet, les scores observés sont systématiquement croissants du premier au troisième son pour tous les continua. Cependant, cette perception du décharnement n'est pas complètement linéaire avec l'opération de morphing réalisée, puisque le troisième son - celui de plus petit paramètre de régulation λ - apparaît plus décharné que le vrai (le quatrième) dans neuf continua sur dix. Cette tendance est simplement due au fait que le morphing basé sur les multiplicateurs de Gabor est une opération purement mathématique,

qui n'évolue pas linéairement avec la perception auditive (cf section 7.4.2).

Les scores du modèle prédictif présentent en revanche une tendance monotone croissante du premier au quatrième son pour presque tous les continua. La figure 7.8(b) donne une vision synthétique de cette approximation des scores observés par les scores prédits. On constate qu'il est possible de tracer une droite au travers du nuage de points, et donc de trouver une relation de linéarité entre le décharnement perçu par les sujets et une combinaison adéquate de descripteurs acoustiques. En effet, le modèle est significatif avec une qualité correcte d'ajustement (coefficient de détermination $R^2 = 0.724$ et $R^2_{ajust} = 0.683$). On vérifie la linéarité du modèle figure 7.8(c) en calculant les densités de probabilités des résidus ε correspondants aux écarts de prédiction par rapport aux observations. Un test de Lilliefors vient aussi confirmer la distribution normale du vecteur résiduel. Enfin, l'affichage des valeurs de résidus par observation (par son) figure 7.8(d) montre qu'ils se répartissent uniformément des deux côtés de l'axe $y = 0$, ce qui confirme la bonne homoscédasticité du modèle.

Du processus de régression multiple ainsi implémenté, nous pouvons inférer un modèle basique de prédiction du décharnement perçu. Cela s'écrit comme une équation prédisant les scores des sujets sur la base des trois descripteurs acoustiques les plus pertinents :

$$Y_{\text{basic}} = 0.29 \times MFCCratio - 0.36 \times ATS + 0.49 \times HSV \tag{7.20}$$

La régression additionnelle dite "*stepwise*" fournit un modèle complémentaire de moindre significativité (coefficient de détermination $R^2 = 0.684$ et $R^2_{ajust} = 0.667$) sur la base de deux descripteurs uniquement : HSV ($p < .001$) et ATS ($p < .001$).

$$Y_{\text{stepwise}} = 0.59 \times HSV - 0.38 \times ATS \tag{7.21}$$

7.4.6 Discussion

Le modèle global obtenu à l'équation 7.20 suggère que la sensation de décharnement perçue par les sujets est multidimensionnelle et caractérisée par une transformation complexe du timbre incluant des aspects fréquentiels, temporels et spectro-temporels. Il est intéressant de remarquer l'opposition de signe entre le coefficient négatif du descripteur ATS et ceux positifs des descripteurs HSV et MFCCratio. Cette observation confirme perceptivement une anti-corrélation déjà identifiée dans le signal entre les caractéristiques spectrales et temporelles du phénomène (cf figure 7.6). La sensation de décharnement perçue serait donc principalement causée par l'émergence d'une zone formantique, ainsi qu'une plus grande asynchronie dans le déploiement des composantes harmoniques, couplés à une baisse de la pente d'attaque temporelle. Cela est cohérent avec un mouvement de Helmholtz plus instable se construisant aussi plus lentement.

L'équation complémentaire équation 7.21 propose un modèle réduit du décharnement dans lequel le descripteur purement spectral MFCCratio ne figure plus comme prédicteur. Si l'on considère les signes des coefficients associés aux deux descripteurs restants (HSV et ATS), ce modèle suggère l'existence d'une certaine colinéarité entre les prédicteurs MFCCratio et HSV. La dépendance se confirme effectivement par le calcul du coefficient de corrélation entre les deux descripteurs ($r^2 = 0.65^{***}$). Cela se justifie bien aussi d'un point de vue signal, par comparaison entre l'enveloppe formantique (figure 7.4) et l'évolution du contenu harmonique (figure 7.5(b)) d'un son décharné. Dans ces figures en effet, on peut se rendre compte que l'émergence d'un formant dans l'enveloppe spectrale (quantifiée par MFCCratio) est corrélée à de plus brusques montées d'énergie des composantes harmoniques supérieures, et notamment de la cinquième qui "rebondit" plusieurs fois. Ces rebonds favorisent les croisements avec les autres composantes, ce qui correspond également à plus d'asynchronie inter-harmoniques (quantifiée par HSV).

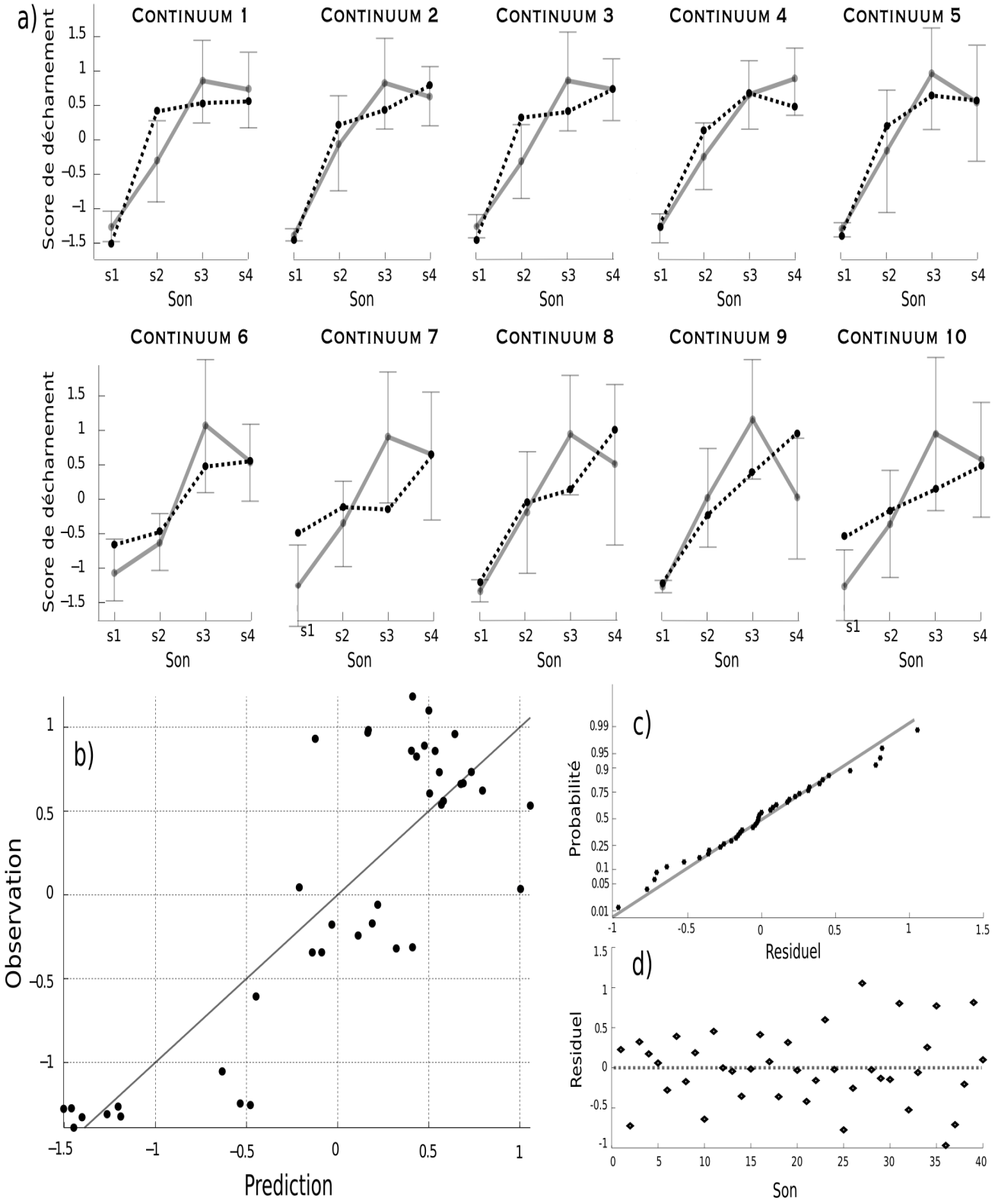


FIGURE 7.8 – Modèle issu de la régression linéaire multiple. La relation entre les scores perceptifs observés et prédits par le modèle sont visualisés : **a)** Par continuum de sons (l'observé est en trait plein gris avec les écart-types sur les sujets, le prédit en trait pointillé noir). **b)** Pour tous les continua ($R^2 = 0.724$, $n = 40$). **c)** Graphe de probabilité des résidus (valide l'hypothèse de linéarité du modèle). **d)** Dispersion brute des résiduels (valide l'hypothèse d'homoscédasticité du modèle)

7.4.7 Effets des contraintes posturales sur le modèle de décharnement

Maintenant que nous disposons d'un modèle perceptif du phénomène de décharnement acoustique, il nous faut tester sa robustesse sur le corpus de l'étude en s'assurant qu'il discrimine bien les sons appariés prélevés dans les situations posturales extrêmes, c'est-à-dire normale et contrainte complète. Par ailleurs, on aimerait savoir si ce résultat peut s'étendre globalement à tous les violoncellistes de la base de données, et comment notre indicateur du décharnement (que nous dénommerons *HARSHNESS*) se comporte en fonction des quatre situations posturales de l'expérience.

7.4.7.1 Pour le corpus de l'étude

La quantité de décharnement est d'abord calculée pour les 10 paires de sons rond/décharné du corpus d'étude, à partir du modèle de l'équation 7.20. Pour savoir si l'on peut significativement différencier l'échantillon des sons ronds de celui des sons décharnés sur la base de ce descripteur, on réalise un "test de Student" apparié (*paired t-test*) similaire à ceux de la section 7.3.4. Le résultat ($t(9) = -2.27^*$) révèle qu'il est possible de rejeter l'hypothèse nulle (H0) selon laquelle les moyennes de décharnement entre les deux échantillons rond et décharné seraient les mêmes. Dans la figure 7.9, on présente sous forme de *boxplots* la distribution des valeurs du descripteur dans chaque échantillon de sons rond/décharné. La figure montre une augmentation significative de la quantité de décharnement entre la situation normale (N) et contrainte complète (SCH). Cela valide ainsi notre modèle de décharnement dans la discrimination des deux échantillons du corpus de l'étude.

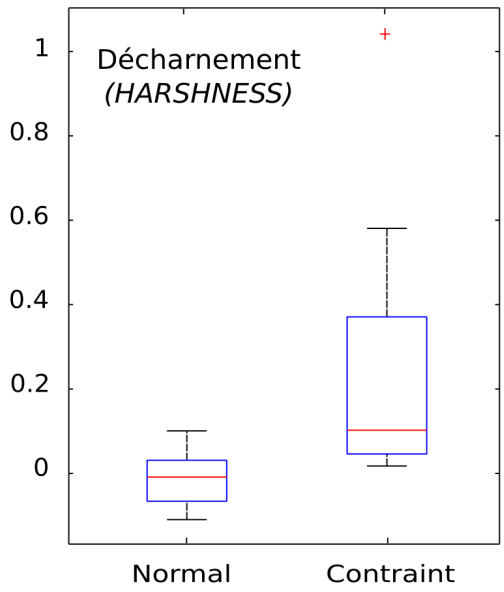


FIGURE 7.9 – Comparaison des valeurs du modèle de décharnement (équation 7.20) entre les deux échantillons de 10 sons ronds et décharnés (corpus de l'étude). On affiche la distribution de ces valeurs dans un *boxplot* par échantillon. Pour chaque *boxplot*, la marque centrale rouge représente la médiane de la distribution. Les extrémités basse et haute du *boxplot* correspondent respectivement aux premier (25%) et troisième quartile (75%) de la distribution

7.4.7.2 Pour le corpus de la base de données

Il serait maintenant intéressant de savoir si cette tendance d'augmentation de la quantité de décharnement en situation de contrainte posturale, peut se généraliser à l'ensemble des violoncellistes de la base de données, et selon quelle proportion pour la note Mi3 investiguée. On met en oeuvre pour cela une ANOVA contenant un facteur Posture à quatre modalités correspondant aux quatre situations posturales de l'expérience. Précisons ici que ces valeurs de décharnement sont moyennées avant analyse entre les deux modes de jeu (*détaché/legato*) du même violoncelliste pour une condition posturale donnée. Cette analyse de la quantité de décharnement est effectuée par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes.

L'ANOVA ne nous révèle pas d'effet globalement significatif du facteur de condition posturale. En revanche, la figure 7.10 nous montre quand même une certaine augmentation moyenne du descripteur avec la contrainte posturale. Les tests post-hoc LSD associés au facteur Posture révèlent d'ailleurs une tendance significative uniquement entre les situations normale (N) et contrainte complète (SCH). Ce résultat suggère que globalement les violoncellistes ont eu tendance à produire plus de notes Mi3 à caractère décharné une fois immobilisés par le buste et la tête. Et puisque l'immobilisation par le buste seul ne s'est pas avérée significativement différente de la situation normale en terme de décharnement, on peut penser que la tête du violoncelliste joue un rôle important dans son organisation motrice pour assurer la qualité du timbre. Nous y reviendrons à la section 8.2 du chapitre suivant.

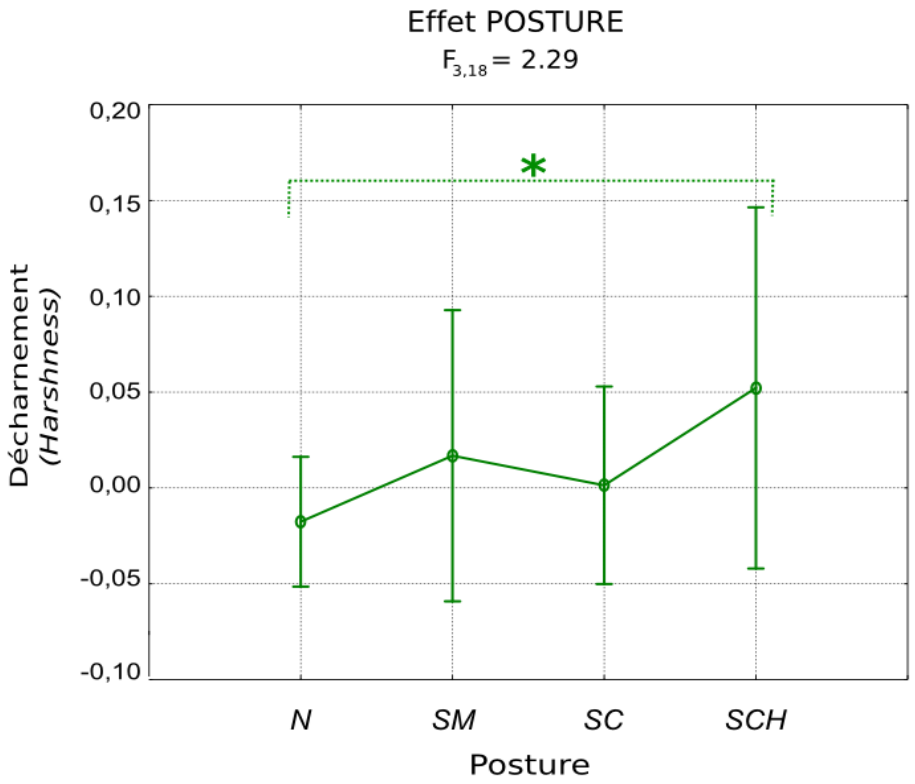


FIGURE 7.10 – Résultats d'ANOVA sur les valeurs de décharnement de la note Mi3 (équation 7.20), moyennées sur les trois répétitions des deux modes de jeu (*détaché/legato*) de chaque violoncelliste. Cette ANOVA est effectuée à un facteur (la condition posturale) et par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes. Les quantités de décharnement sont examinées selon les quatre modalités du facteur Posture correspondant aux quatre situations posturales de l'expérience.

Ainsi, à ce stade de l'étude, nous sommes parvenus à calibrer correctement un modèle prédictif du décharnement perçu dans le son d'une note de violoncelle. Pour être valide, ce modèle doit justifier qu'il est possible de *décharner*, voire même "*recharner*" un son (c'est-à-dire lui redonner du corps, de la rondeur), par des manipulations individuelles des descripteurs acoustiques identifiés comme prédicteurs. En effet, la technique de morphing sur laquelle repose le modèle perceptif est limitante, dans le sens où elle ne permet le décharnement que sur des variations continues d'un paramètre mathématique (λ) sans aucune signification physique et perceptive. Il est donc important de pouvoir vérifier "avec les mains" que la construction statistique élaborée par régression est pertinente d'un point de vue physique. Cela est effectué dans la section suivante grâce à une approche par modèle de synthèse sur le signal.

7.5 Contrôle par la synthèse du décharnement perçu

Dans cette section, nous tentons de valider les descripteurs acoustiques du modèle construit précédemment, dans leur contribution effective au décharnement perçu. Un processus de synthèse des enveloppes spectrale et temporelle des signaux acoustiques est mis en oeuvre, afin de pouvoir contrôler finement ces descripteurs de manière individuelle. Le résultat de ces transformations synthétiques est évalué en terme de décharnement perçu par des tests comparatifs entre paires de sons, et l'élaboration d'un espace de timbre.

7.5.1 Sélection des descripteurs de contrôle

Le modèle basique fourni par l'équation 7.20 suggère que le décharnement perçu résulte d'une combinaison de caractéristiques spectrales et temporelles. Parmi les trois principaux descripteurs révélateurs du phénomène (HSV, ATS et MFCCratio), le HSV est affecté de la plus grande pondération. Un contrôle du décharnement acoustique passerait donc en priorité par des modifications du degré d'asynchronie entre les harmoniques. On peut imaginer décharner un son de cette façon, en synthétisant par exemple les amplitudes instantanées d'harmoniques, puis produire différents niveaux de croisements des amplitudes par des modulations diverses. Cependant, cette solution est complexe à mettre en oeuvre, car il existe une infinité de façons de synthétiser des amplitudes instantanées d'harmoniques. De plus, elle implique de prendre en compte trop de détails dans le signal, alors que nous souhaitons exercer un contrôle avec un nombre réduit de paramètres.

Une meilleure stratégie peut consister à tirer partie de la dualité spectro-temporelle mise en évidence par les descripteurs MFCCratio et ATS de l'équation 7.20, en sculptant la forme des enveloppes des signaux pour modifier la perception du décharnement. Sur le plan fréquentiel, les coefficients MFCCs C_1 et C_2 qui composent le descripteur MFCCratio offrent par exemple un excellent moyen de contrôler les régions formantiques de l'enveloppe spectrale. On a montré par ailleurs que le descripteur MFCCratio était corrélé à HSV, donc le fait de modifier les deux premiers coefficients MFCCs devrait avoir une influence indirecte sur l'asynchronie entre harmoniques. Sur le plan temporel, il est relativement simple de produire différents degrés de pente de l'enveloppe temporelle, non pas en manipulant directement le descripteur ATS, mais par une modélisation de l'enveloppe avec un nombre réduit de coefficients. Les techniques d'analyse fonctionnelle et de modélisation par *splines* sont bien adaptées à cet usage [Ramsay 2006]. Par exemple, en jouant sur seulement deux coefficients splines, il est possible de créer par la synthèse une attaque d'enveloppe temporelle plus ou moins raide (cf section 7.5.2.2).

Avant d'utiliser les caractéristiques des descripteurs MFCCratio et ATS pour produire des sons décharnés de synthèse, il convient de valider qu'ils s'avèrent pertinents à eux seuls pour former un modèle de décharnement correctement calibré. On peut tester cela à partir des scores de l'expérience précédente, en effectuant une régression partielle bi-variée sur les prédicteurs acoustiques MFCCratio et ATS. Il en

résulte un modèle prédictif moins pertinent que l'équation 7.20 ($R^2 = 0.595$ et $R^2_{ajust} = 0.573$), mais dont les pondérations affectées aux descripteurs restent tout-de-même significatives : MFCCratio ($^{**}p < .001$) et ATS ($^{**}p < .001$). Ce résultat nous permet donc d'envisager leur usage pour la synthèse et le contrôle du décharnement perçu.

7.5.2 Corpus de stimuli

Nous avons créé un corpus de huit stimuli en opérant des transformations de synthèse croisées, sur la base d'une des 10 paires représentative de notre corpus de sons initial[6]. Plutôt que d'utiliser directement les sons rond et décharné de cette paire, nous les avons calibré harmoniquement, pour s'assurer de contrôler le processus de synthèse de la même façon du rond vers le décharné, que du décharné vers le rond. Cette première étape de calibration passe par l'extraction des amplitudes instantanées des harmoniques du signal, selon la technique de décomposition en sous-bandes décrite section 6.4.2.1. Avec $N = 25$ harmoniques, on parvient à obtenir un son de violoncelle perceptivement identique à l'enregistrement pour les deux stimuli de base : S1 (le son rond calibré) et S8 (le son décharné calibré).

A partir de S1 et S8, on crée six autres stimuli par synthèse croisée des enveloppes de signaux dans les domaines fréquentiels et temporels. Cette opération présuppose une paramétrisation des enveloppes spectrales et temporelles sous la forme d'une expansion de fonctions de base : $env = \sum_{k=1}^{K} C_\mathrm{k}\phi_\mathrm{k}$, où C_k sont les coefficients de l'expansion, et ϕ_k le jeu de fonctions de base à combiner linéairement. Comme nous le verrons ci-après, les fonctions de base ϕ_k dépendent du domaine (spectral ou temporel) considéré. Cette manière de paramétrer les enveloppes s'est avérée très efficace pour contrôler leur forme, et en construire de nouvelles présentant des caractéristiques spectrales ou temporelles intermédiaires entre sons rond (S1) et décharné (S8). Pour effectuer la synthèse croisée d'une certaine enveloppe à un signal, il faut tout d'abord aplatir son enveloppe existante, ou encore *blanchir* le son. Cette opération de blanchiment s'effectue généralement en divisant le signal par sa propre enveloppe (notée env_1). L'application de la nouvelle enveloppe (notée env_2) au signal est ensuite réalisée par multiplication avec le signal *blanchi*. On voit donc que le processus de synthèse croisée de l'enveloppe d'un signal par une autre enveloppe, revient à un filtrage de fonction de transfert env_2/env_1. Néanmoins, cette approche peut induire de la divergence, notamment lorsque les valeurs de l'enveloppe originelle du signal sont très petites voire nulles, puisque des divisions par zéro peuvent potentiellement apparaître. En considérant l'exponentiel de la différence des deux enveloppes logarithmiques, le processus de synthèse croisée peut être achevé en une seule passe et sans effet de divergence : $\log(|env_2|/|env_1|) = \log|env_2| - \log|env_1|$ [Zölzer 2011].

7.5.2.1 Paramétrage d'enveloppe spectrale

Dans le domaine spectral, nous avons paramétré l'enveloppe formantique du signal comme une expansion de fonctions ϕ_k de cosinus discrètes, pondérées par les coefficients MFCC C_k. Par rapport à l'équation 7.13, qui déduisait les coefficients MFCC d'une transformée en cosinus discrète (DCT) de l'enveloppe formantique, la paramétrisation que nous décrivons ici correspond exactement au processus inverse, à savoir la resynthèse de l'enveloppe logarithmique par transformée en cosinus discrète inverse (IDCT). Cette méthode de modélisation, décrite par [De Poli 1997] pour caractériser le timbre instrumental, permet d'approcher l'enveloppe logarithmique E_spec du spectre en amplitude du signal $|X(f)|$

6. Les huit stimuli sonores de synthèse sont disponibles sur la page web associée à l'article JASA décrit dans ce chapitre : http://www.lma.cnrs-mrs.fr/~kronland/Cello_Harshness/, dernièrement consultée en juin 2017

selon plus ou moins de finesse, fonction du nombre de coefficients MFCC utilisés pour la reconstruction :

$$\begin{aligned} E_{\text{spec}}(mel(f)) &= \sum_{k=1}^{N_\text{c}} C_\text{k} \cos\left(2\pi k \frac{mel}{B_\text{m}}\right), \quad 0 \leq mel \leq B_\text{m} \\ &\simeq \log|X(f)|, \end{aligned} \tag{7.22}$$

où N_c est le nombre de coefficients MFCC choisi pour resynthétiser l'enveloppe formantique. Comme lors du calcul des coefficients MFCC (équation 7.13), on définit la plage fréquentielle de l'enveloppe sur une largeur de bande $B_\text{m} = 2700$ mel, correspondant au domaine de filtrage du spectre du signal original par un banc de $N_\text{f} = 24$ filtres mel. En choisissant un nombre standard de coefficients MFCC $N_\text{c} = N_\text{f}/2 = 12$, on parvient à paramétrer une enveloppe formantique suffisamment précise pour épouser les détails de contour du spectre. De ce paramétrage, il est possible de jouer sur l'apparition d'un formant d'amplitude intermédiaire entre les sons rond S1 et décharné S8, en manipulant simplement les coefficients C_1 et C_2, qui composent le descripteur MFCCratio. Augmenter C_2 permet de synthétiser une enveloppe spectrale de type passe-bande, contenant un formant central. A l'inverse, en augmentant C_1, l'enveloppe formantique devient passe-bas.

7.5.2.2 Paramétrage d'enveloppe temporelle

Dans le domaine temporel, l'enveloppe du signal est d'abord extraite en chaque point par un calcul de l'amplitude instantanée de son signal analytique associé (Equations 6.6 et 6.7). Rappelons que le signal analytique est un signal complexe dont la partie réelle correspond au signal lui-même et la partie imaginaire s'obtient en calculant la transformée de Hilbert de ce signal. Puis nous avons paramétré cette enveloppe temporelle comme une expansion de fonctions *splines* (les ϕ_k sont des B-splines), pondérées par des coefficients C'_k. Cette méthode de modélisation, décrite par [Ramsay 2006] dans le cadre de l'analyse fonctionnelle de données (FDA), permet d'approcher l'enveloppe du signal temporel $e(t)$ selon plus ou moins de détails, fonction du nombre de coefficients et de l'ordre des B-splines utilisés pour la reconstruction :

$$E_{\text{temp}}(t) = \sum_{k=1}^{m+L-1} C'_\text{k} B_\text{k}(t,\tau) \simeq e(t), \tag{7.23}$$

où $B_\text{k}(t,\tau)$ est la valeur à l'instant t de la k^e fonction de base B-spline, définie par un ordre m et une séquence de noeuds τ de longueur $L-1$. Le nombre de splines créé pour modéliser l'enveloppe vaut $m+L-1$, c'est-à-dire l'ordre plus le nombre intérieur de noeuds. Plus grand est le nombre de noeuds, plus fine sera la définition temporelle de l'enveloppe. L'ordre des fonctions B-splines définit quant à lui la précision d'ajustement au signal (ici l'enveloppe temporelle du son). En pratique, nous avons choisi une base de cinq splines cubiques (ordre $m = 3$ et $L-1 = 2$ noeuds) pour paramétrer l'enveloppe temporelle avec une bonne précision. De ce paramétrage, il est possible de créer des pentes d'attaque temporelles intermédiaires entre les sons rond S1 et décharné S8, en manipulant simplement les coefficients C'_3 and C'_4 du vecteur de cinq splines. Augmenter C'_3 permet de synthétiser une enveloppe temporelle d'attaque plus raide. A l'inverse, en augmentant C'_4, l'attaque de l'enveloppe devient plus molle.

7.5.2.3 Création du corpus par synthèse croisée

Avec le paramétrage des enveloppes, nous disposons donc d'un outil permettant de contrôler la forme des enveloppes spectrales et temporelles des signaux, à partir de seulement quelques coefficients. Une fois la forme d'enveloppe désirée obtenue, il suffit de l'appliquer aux signaux de base (S1 et S8) par synthèse croisée pour générer des stimuli intermédiaires entre ces deux sons, et évaluer dans quelle mesure le son

rond peut être décharné, et le son décharné amélioré. La méthode a ainsi été utilisée afin de créer six stimuli synthétiques intermédiaires entre le signal rond S1 et le signal décharné S8, qui possèdent des propriétés hybrides sur le plan spectral, temporel, et combinant les deux.

Dans la figure 7.11, on présente un synopsis du design du corpus de stimuli. Ce corpus est structuré en deux blocs ou *clusters* de quatre sons : d'une part, un cluster dit *Rond*, dans lequel on trouve le son rond calibré S1, ainsi que trois stimuli créés par synthèse croisée à partir des propriétés spectrales et temporelles de S1. D'autre part, un cluster dit décharné, dans lequel on trouve le son décharné calibré S8, ainsi que trois stimuli créés par synthèse croisée à partir des propriétés spectrales et temporelles de S8.

Sur le plan spectral, nous avons créé deux sons dans chaque cluster. Pour le cluster *Rond*, le vecteur de coefficients MFCC correspondant à l'enveloppe formantique de S1 est extrait, puis le stimulus S3 est synthétisé sur la base de ce vecteur en faisant décroître C_1 et augmenter C_2. L'enveloppe spectrale de S3 (E^{RH}_{spec}) est donc une hybridation entre S1 et S8, puisqu'elle est construite sur la structure formantique de S1, mais avec le comportement passe-bande de S8. Symétriquement, pour le cluster *Décharné*, le vecteur de coefficients MFCC correspondant à l'enveloppe formantique de S8 est extrait, puis le stimulus S6 est synthétisé sur la base de ce vecteur en faisant croître C_1 et diminuer C_2. L'enveloppe spectrale de S6 (E^{HR}_{spec}) une hybridation entre S8 et S1, puisqu'elle est construite sur la structure formantique de S8, mais avec le comportement passe-bas de S1. La partie supérieure de la figure 7.11 permet d'observer les formes d'enveloppe spectrale associées aux deux sons de base (S1, S8) et intermédiaires (S3, S6). Le processus de synthèse croisée appliquée sur les enveloppes formantiques permet ainsi de créer les stimuli intermédiaires S3 et S6 à partir de leurs originaux respectifs S1 et S8 :

$$\widehat{S3} = \widehat{S1} \times \frac{E^{RH}_{\text{spec}}}{E^{R}_{\text{spec}}}; \qquad \widehat{S6} = \widehat{S8} \times \frac{E^{HR}_{\text{spec}}}{E^{H}_{\text{spec}}}$$

où $\widehat{S}_i$ représente le spectre du son S_i.

Sur le plan temporel, nous avons également créé deux sons dans chaque cluster. Pour le cluster *Rond*, le vecteur de coefficients B-spline correspondant à l'enveloppe temporelle de S1 est extrait, puis le stimulus S2 est synthétisé sur la base de ce vecteur en faisant décroître C'_3 et augmenter C'_4. L'enveloppe temporelle de S2 (E^{RH}_{temp}) est donc une hybridation entre S1 et S8, puisqu'elle est construite sur la structure temporelle de S1, mais avec le comportement d'attaque molle de S8. Symétriquement, pour le cluster *Décharné*, le vecteur de coefficients B-spline correspondant à l'enveloppe temporelle de S8 est extrait, puis le stimulus S7 est synthétisé sur la base de ce vecteur en faisant croître C'_3 et diminuer C'_4. L'enveloppe temporelle de S7 (E^{HR}_{temp}) est donc hybridation entre S8 et S1, puisqu'elle est construite sur la structure temporelle de S8, mais avec le comportement d'attaque raide de S1. La partie inférieure de la figure 7.11 permet d'observer les formes d'enveloppe temporelle associées aux deux sons de base (S1, S8) et intermédiaires (S2, S7). Le processus de synthèse croisée appliquée sur les enveloppes temporelles permet ainsi de créer les stimuli intermédiaires S2 et S7 à partir de leurs originaux respectifs S1 et S8 :

$$S2 = S1 \times \frac{E^{RH}_{\text{temp}}}{E^{R}_{\text{temp}}}; \qquad S7 = S8 \times \frac{E^{HR}_{\text{temp}}}{E^{H}_{\text{temp}}}$$

Les deux derniers stimuli du corpus ont été créés par des croisements hybrides d'enveloppe spectrale et temporelle dans chaque cluster. Pour le cluster *Rond*, le stimulus S4 est synthétisé en appliquant l'enveloppe temporelle de S2 au son formantiquement intermédiaire S3. Symétriquement, pour le cluster *Décharné*, le stimulus S5 est synthétisé en appliquant l'enveloppe temporelle de S7 au son formantiquement intermédiaire S6.

$$S4 = S3 \times \frac{E^{RH}_{\text{temp}}}{E_{\text{temp}}(S3)}; \qquad S5 = S6 \times \frac{E^{HR}_{\text{temp}}}{E_{\text{temp}}(S6)}$$

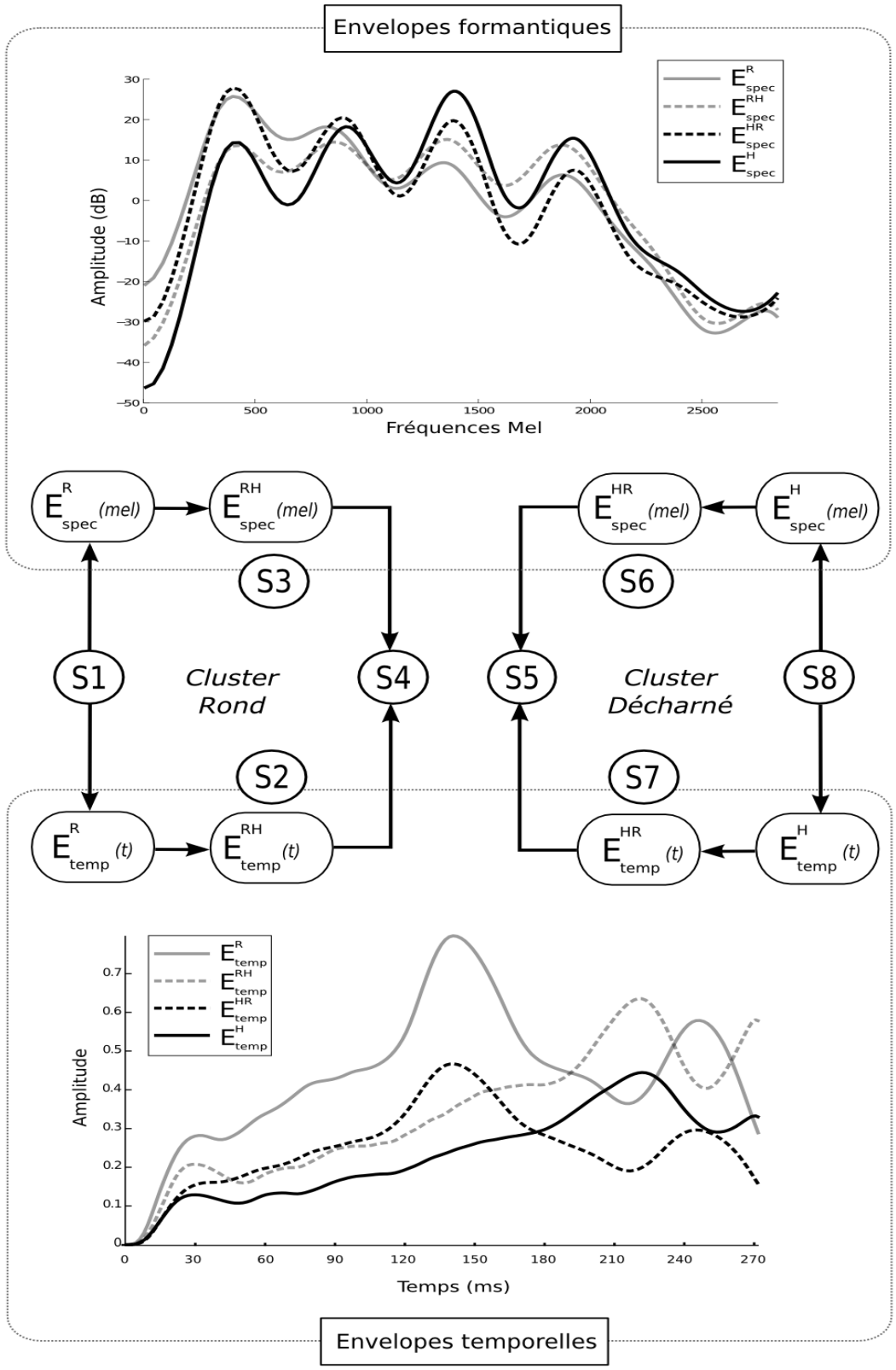


FIGURE 7.11 – Design par synthèse croisée du corpus de huit stimuli synthétiques : **Haut)** Les enveloppes spectrales de S1 (E^{R}_{spec}) et S8 (E^{H}_{spec}) avec leurs intermédiaires respectifs pour S3 (E^{RH}_{spec}) et S6 (E^{HR}_{spec}). **Milieu)** Clusters de quatre sons synthétiques créés à partir du son rond S1 (*Milieu-gauche*) et du son décharné S8 (*Milieu-droit*). **Bas)** Les enveloppes temporelles de S1 (E^{R}_{temp}) et S8 (E^{H}_{temp}) avec leurs intermédiaires respectifs pour S2 (E^{RH}_{temp}) et S7 (E^{HR}_{temp}).

où $E_{\text{temp}}(S_i)$ représente l'enveloppe temporelle du son S_i.

Une fois synthétisés les huit stimuli du corpus, nous avons procédé à leur égalisation en sonie au moyen de la *Loudness Toolbox* [Genesis 2009], de manière à assurer des comparaisons de timbre de même niveau sonore perceptif.

7.5.3 Espace perceptif de décharnement

Afin de pouvoir estimer la différence perceptive engendrée par les opérations de synthèse sur la qualité du son, nous avons mis en oeuvre un test d'écoute, dans lequel les participants doivent juger de la dissimilarité entre des paires de stimuli du corpus en terme décharnement perçu.

7.5.3.1 Participants

Les participants ayant pris part au test d'écoute de ces stimuli synthétiques sont les mêmes 15 violoncellistes confirmés que dans l'expérience précédente. Notons ici que chacun de ces deux tests durait en moyenne 15-20 minutes par sujet, et qu'ils étaient séparés par une petite pause. Au total, la durée moyenne de passage des deux tests par sujet était ainsi de l'ordre de 45 minutes.

7.5.3.2 Procédure des tests d'écoute

Le nombre de paires à comparer est directement liée au nombre de stimuli du corpus. Comme le corpus est composé de $N = 8$ stimuli synthétiques et que nous souhaitons les comparer deux à deux et dans les deux sens possibles (direct AB et inverse BA), cela fait un total de $N * (N - 1)$ combinaisons, soit 56 paires de comparaison.

De manière similaire à l'expérience précédente, une interface dédiée à ce test a été programmée dans Matlab, et installée sur le même portable Macbookpro équipé du casque audio Sennheiser HD-650. L'interface est composée de 56 panneaux correspondant aux 56 paires de stimuli à comparer. L'ordre de présentation de ces panneaux et donc des paires de stimuli est aléatoire pour chaque sujet, de façon à limiter l'influence de l'ordre des paires. Un exemple de l'interface correspondante à un panneau est fourni à la figure 7.12. A l'intérieur de chaque panneau, on demande au sujet d'effectuer deux tâches : premièrement, écouter les deux sons A et B et choisir lequel des deux leur semble le plus décharné en cochant l'item approprié. Si aucun des deux sons n'est perçu plus décharné, il est aussi possible de cocher un troisième item intitulé *Aucun*. Deuxièmement, évaluer la différence de qualité - en terme de décharnement perçu - du son coché par rapport à l'autre. Cela est effectué par le sujet au moyen d'un curseur horizontal, selon une échelle continue de 0 à 100. Cette échelle de CQS (*Continuous Quality Scale*), a été divisée pour plus de commodité en trois parties égales réparties de gauche à droite selon des adjectifs d'intensité : *Un peu plus*, *Plus* et *Beaucoup plus*. Le sujet a la possibilité de mettre un score de zéro s'il estime que les deux sons de la paire A/B sont identiques en terme de décharnement, même s'il les perçoit comme différents. La seule condition pour valider ce choix est d'avoir coché le troisième item correspondant à "Aucun son n'est plus décharné que l'autre". Réciproquement, il n'est possible de valider un score de décharnement différent de zéro, que si l'un des items A ou B a été coché. Il n'y a pas de limitations quant au nombre de fois que le sujet peut écouter les sons d'une paire donnée, par contre il ne peut pas revenir au panneau de comparaison antérieur une fois ses choix validés.

7.5.3.3 Analyse des données

A l'issue de ce test perceptif de comparaison par paires, les scores de décharnement évalués par chaque sujet sont stockés dans une matrice dite de "dissimilarité". Chaque cellule de cette matrice porte ainsi une information de distance du décharnement perçu entre les deux stimuli d'une paire donnée. La matrice de

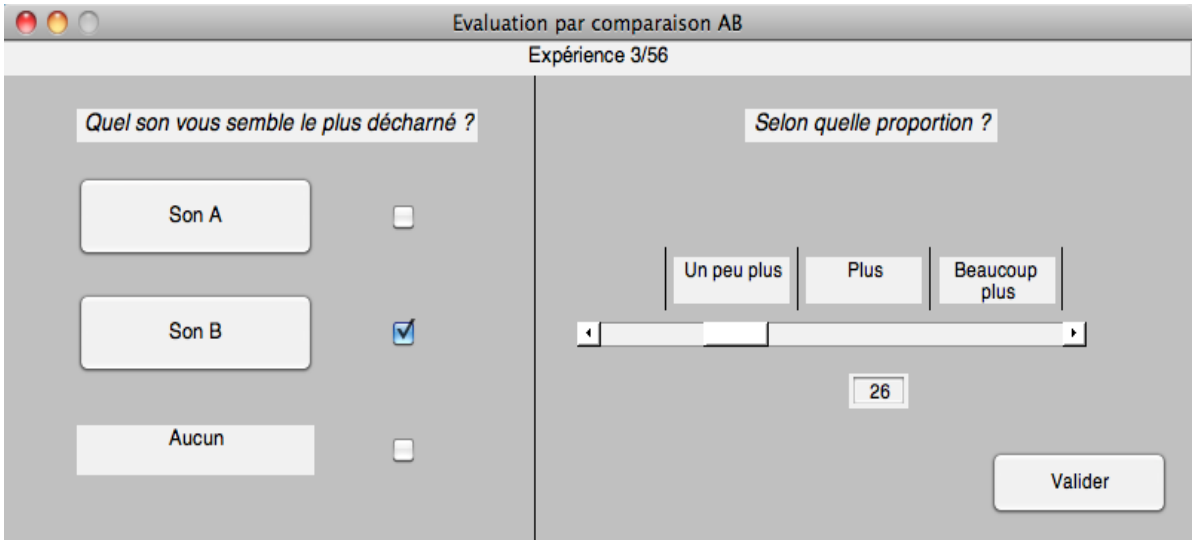


FIGURE 7.12 – Interface du test de comparaison A/B utilisée par les sujets. Il s'agit d'un des 56 panneaux présentant aléatoirement une des paires du corpus de huit stimuli. La partie gauche est une tâche de sélection, dans laquelle le sujet doit cocher le son lui paraissant perceptivement le plus décharné. La partie droite est une tâche d'évaluation en proportion de ce décharnement du son coché par rapport à l'autre son de la même paire.

dissimilarité d'un sujet est une table carrée, non symétrique, de taille 8×8 contenant les 56 scores de toutes les combinaisons possibles d'appariement des huit stimuli synthétiques, sans répétitions, sans les paires identiques A/A, et pour les deux sens de comparaison : Direct A/B dans la triangulaire supérieure et inverse B/A dans la triangulaire inférieure.

Nous avons vu que le phénomène de décharnement correspondait dans le signal à une transformation du timbre complexe, car multidimensionnelle. Afin d'explorer ces fines différences dans la perception du timbre entre stimuli, la méthode standard consiste à traiter notre matrice de dissimilarité par une analyse multidimensionnelle de proximité, plus couramment appelée MDS pour *MultiDimensional Scaling* (cf section 2.1.8.2). Grâce aux résultats de la MDS, il est possible de corréler les variations de décharnement perçues entre stimuli, avec les descripteurs acoustiques utilisés pour leur création. Cette méthode n'accepte que des matrices de dissimilarité symétriques. Or notre matrice de dissimilarité n'est pas symétrique, car elle contient les comparaisons directe A/B et inverse B/A d'une même paire, respectivement dans les triangulaires supérieure et inférieure. Pour la rendre symétrique, nous avons d'abord moyenné les scores de décharnement perçu entre cellules symétriques, pour les stocker dans une seule triangulaire supérieure de 28 (56/2) distances perceptives, avant d'opérer la symétrisation. Le processus a été répété pour chaque participant, et finalement, nous avons obtenu une seule matrice de dissimilarité globale en moyennant les matrices individuelles sur l'ensemble des sujets. Nous appellerons cette matrice $M(d_{(i,j)})$, où $d_{(i,j)}$ représente la distance perceptive entre les deux stimuli d'une même paire (i, j), avec $i, j \in [1, 8]$.

L'algorithme MDS appliqué à notre matrice de dissimilarités globales est le classique MDSCAL défini par [Kruskal 1964b]. Il cherche à représenter le nuage de points formé par les huit stimuli dans un espace aux dimensions réduites, qui en soit la meilleure approximation à un rang q fixé (en général 2 ou 3). MDSCAL est un algorithme MDS de type non métrique, c'est-à-dire que les distances $\delta_{(i,j)}$ positionnant les stimuli dans le nouvel espace sont déterminées de manière à respecter au mieux l'ordre défini par les distance initiales $d_{(i,j)}$. Cela est réalisé au moyen de transformations monotones croissantes des dissimilarités de la matrice $M(d_{(i,j)})$. Pour évaluer la qualité de la configuration MDS obtenue, on cherche à

minimiser un critère du meilleur ajustement (*goodness-of-fit*) entre l'espace des distances initial et réduit à q dimensions. Dans le cas MDSCAL, ce critère se nomme *stress* de Kruskal [Kruskal 1964a] :

$$Stress_{kruskal} = \sqrt{\frac{\sum_{i,j} \left(\delta_{(i,j)} - M(d_{(i,j)})\right)^2}{\sum_{i,j} \delta^2_{(i,j)}}} \tag{7.24}$$

La qualité des estimations dépend du nombre de dimensions q retenu pour le sous-espace MDS. Il est donc logique de représenter dans un graphique (dit des *éboulis*) l'évolution du stress de Kruskal en fonction du nombre de dimensions de la configuration MDS. Pour déterminer le nombre de dimensions q adéquat, on applique généralement la règle du coude (*scree-elbow criterion*), qui sélectionne q à l'endroit où le graphe des éboulis marque un coude. Au-delà de ce coude, le stress de Kruskal n'est quasiment plus censé diminuer par l'ajout de dimensions supplémentaires. Le diagramme de Shepard, qui représente les distances $\delta_{(i,j)}$ du nouvel espace en fonction des dissimilarités initiales $d_{(i,j)}$, est aussi un bon moyen de vérifier la conservation des relations d'ordre entre les dissimilarités.

7.5.3.4 Résultats

Le graphique des éboulis, représenté figure 7.13(a), décrit la valeur du stress de Kruskal correspondant à des configurations MDS évoluant pour un nombre de dimensions $q \in [1, 5]$. On constate que la décroissance du stress marque une nette inflexion (un coude) au niveau de la dimension $q = 2$, continue de chuter jusqu'en dimension $q = 3$, pour ensuite se stabiliser pour les dimensions supérieures $q \in [4, 5]$. Même si la règle du coude désignerait deux dimensions comme suffisantes à priori, une règle empirique formulée par [Krzanowski 2000] considère une bonne qualité de la configuration MDS pour un $Stress_{kruskal} < 0.1$. Cela nous conduit donc plutôt à représenter la configuration MDS dans un sous-espace de dimension $q = 3$, pour lequel $Stress_{kruskal} = 0.093$, d'autant plus que le stress ne diminue plus ensuite avec le nombre de dimensions.

D'autre part, dans le diagramme de Shepard représenté figure 7.13(b), on observe que la relation liant les distances inter-stimuli de la configuration MDS aux dissimilarités initiales relevées par les sujets, est une fonction monotone croissante. Cette fonction correspond aux disparités issues du processus MDSCAL non métrique, pour lequel le positionnement tridimensionnel des stimuli dans le nouvel espace est obtenu par des transformations monotones croissantes des dissimilarités initiales. Le fait que les disparités de la MDS soient une fonction monotone croissante montre que les relations d'ordre ont bien été préservées lors du processus, et garantit donc la qualité de la représentation.

Dans la figure 7.14, on représente le positionnement tridimensionnel des huit stimuli issu de la configuration MDS, selon les nouvelles distances perceptives $\delta_{(i,j)}$ les séparant. La répartition des stimuli dans ce nouvel espace géométrique est aussi représentée plus clairement à l'aide de ses deux projections bidimensionnelles principales. Il s'agit là d'un espace perceptif du décharnement, dont l'analyse peut être effectuée de façon similaire aux espaces de timbres classiques, c'est-à-dire par corrélation de ses axes dimensionnels avec les cinq descripteurs acoustiques déjà identifiés section 7.3.4. Cette méthodologie permet d'interpréter l'espace obtenu en reliant les différentes facettes de la perception des sujets à des caractéristiques de changement physique quantifiables dans le signal. La table 7.3 rend compte de ces corrélations par dimension MDS entre coordonnées du décharnement perçu dans le nouvel espace et valeurs de descripteurs acoustiques calculées sur le jeu des huit stimuli. Sur la première dimension, on peut observer une très forte corrélation avec le descripteur de variation spectrale harmonique HSV, évoluant en opposition avec le descripteur de pente d'attaque temporelle ATS. La deuxième dimension corrèle fortement avec les descripteurs purement spectraux : HSC, TRIratio et MFCCratio. Enfin, la troisième dimension de l'espace perceptif ne semble à priori être corrélée avec aucun descripteur pour décrire le phénomène de décharnement de façon pertinente.

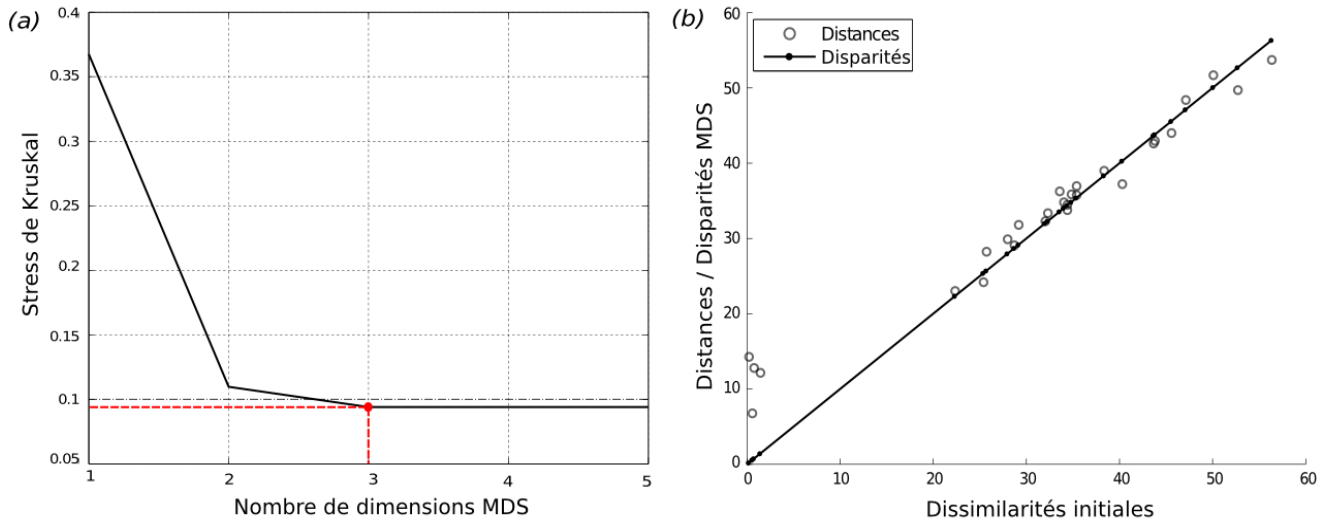


FIGURE 7.13 – **(a)** Graphique dit des *éboulis* : Il représente l'évolution du stress de Kruskal en fonction du nombre de dimensions de la configuration MDS. Une configuration à 3 dimensions est retenue. **(b)** Diagramme de Shepard pour un nombre de trois dimensions MDS. Il représente les relations entre les 28 (56/2) distances inter-stimuli $\delta_{(i,j)}$ du nouvel espace MDS et leurs 28 distances initiales $d_{(i,j)}$ provenant du test perceptif. Les disparités de la configuration sont obtenues par transformation monotone croissante des dissimilarités.

TABLE 7.3 – Corrélations linéaires (de Pearson) entre les valeurs de descripteurs acoustiques pertinents du décharnement et les coordonnées des huit stimuli le long des trois dimensions de l'espace perceptif MDS. La significativité de chaque corrélation est donnée par une p-value : $^{*}p < 0.05$, $^{**}p < 0.01$, $^{***}p < 0.001$

Corrélats acoustiques	**Dim 1**	**Dim 2**	**Dim 3**
HSC	0.52	**0.84****	0
TRIratio	0.58	**0.79***	−0.01
MFCCratio	0.04	**0.84****	0.1
ATS	**−0.79***	−0.37	0.32
HSV	**0.98*****	0.02	−0.02

7.5.4 Discussion

Nous allons ici tenter d'interpréter l'espace de décharnement perçu à l'aide du positionnement tridimensionnel des stimuli et des corrélations aux descripteurs acoustiques obtenues pour chaque dimension.

7.5.4.1 Corrélats acoustiques de la première dimension

La corrélation élevée du descripteur HSV avec la première dimension de l'espace perceptif suggère que les différences en décharnement perçues par les sujets serait essentiellement dues à une perte de synchronisme dans le déploiement des composantes harmoniques du signal. Ce résultat peut paraître un peu surprenant sachant que le descripteur HSV n'a pas été directement manipulé pour rendre les stimuli plus ou moins décharnés. Néanmoins, comme nous l'avons déjà évoqué plus haut, le fait de modifier les

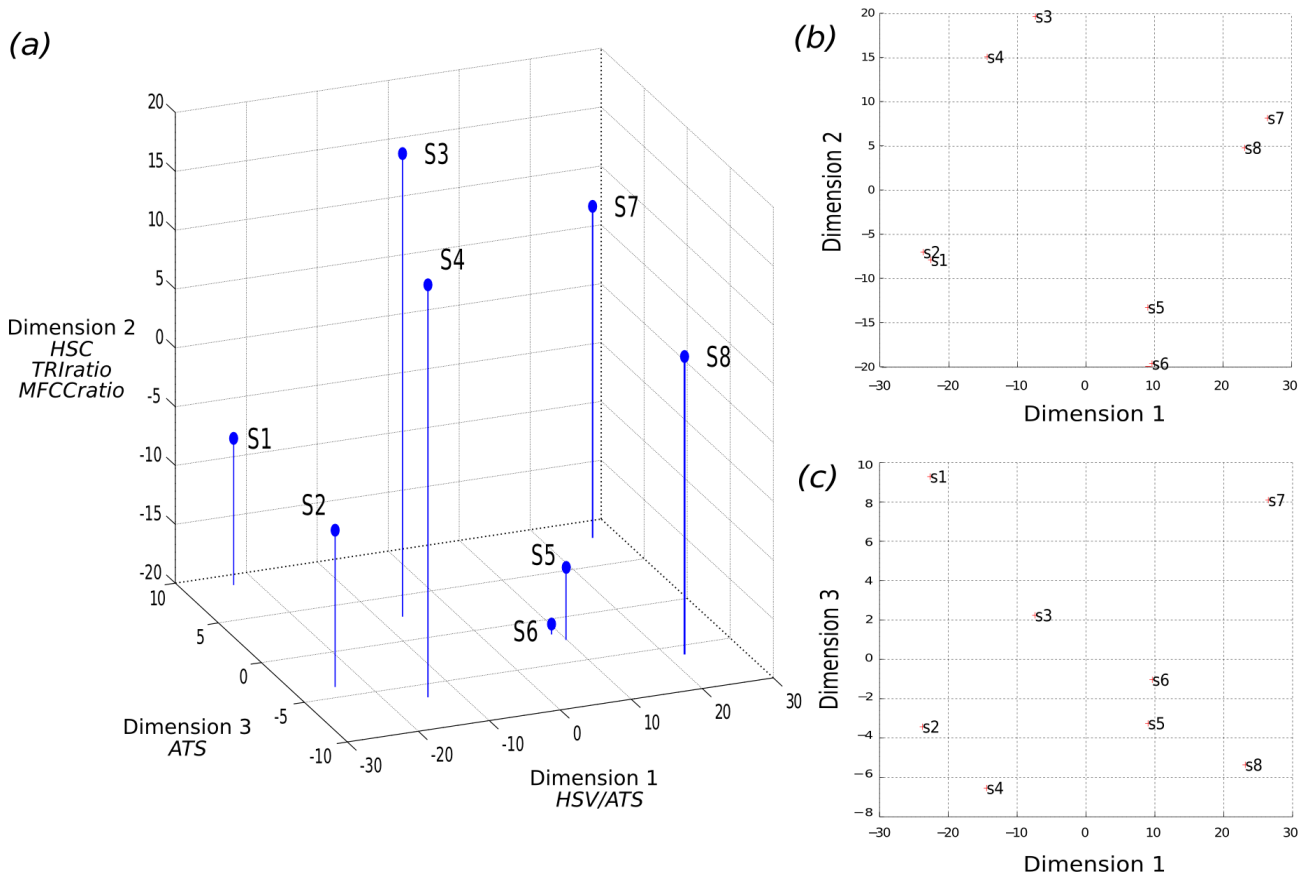


FIGURE 7.14 – **(a)** Espace perceptif de décharnement, résultant de la MDS non-métrique (MDSCAL) effectuée sur trois dimensions. La qualité de la configuration 3D obtenue est bonne ($Stress_{kruskal} = 0.093$). On la projette également sur ses deux principales paires de dimensions : **(b)** Dim1 vs Dim2, **(c)** Dim1 vs Dim3.

deux premiers coefficients MFCC lors de la synthèse croisée d'une enveloppe formantique peut tout-à-fait influencer le taux d'asynchronie entre harmoniques. Nous avions pu en effet constater dans les figures 7.4 et 7.5 que l'émergence d'un formant dans l'enveloppe spectrale s'accompagnait d'un comportement plus chaotique des amplitudes harmoniques. Par ailleurs, la corrélation négative du descripteur ATS avec la première dimension, révèle qu'une pente d'attaque temporelle plus faible dans le signal contribue de façon concomitante au décharnement perçu.

Si l'on observe maintenant la disposition des huit stimuli de l'expérience le long de cette première dimension (figure 7.14(a)), on peut se rendre compte que cet axe divise l'espace en deux groupes correspondant à notre design en clusters : à gauche (sur les coordonnées négatives), on retrouve les sons du cluster *Rond* (S1,S2,S3,S4), et à droite (sur les coordonnées positives), ceux du cluster *Décharné* (S8,S7,S6,S5). Notons de plus que les paires de stimuli différant uniquement par leur pente d'attaque temporelle (S1/S2, S3/S4, S5/S6 and S7/S8) ont quasiment les mêmes coordonnées sur cet axe. Par conséquent, dans le cluster *Rond*, la paire de stimuli intermédiaire S3/S4 a été perçue plus *décharnée* que la paire S1/S2, en raison d'une asynchronie plus élevée des harmoniques (HSV augmente) couplée à une pente d'attaque plus faible (ATS diminue). Symétriquement, dans le cluster *Décharné*, la paire de stimuli intermédiaire S5/S6 a été perçue plus *ronde* que la paire S7/S8, en raison d'une plus grande

synchronicité des harmoniques (HSV diminue) couplée à une pente d'attaque plus raide (ATS augmente). Ces résultats valident la pertinence physique des descripteurs acoustiques HSV et ATS dans le modèle de prédiction basique du décharnement calibré de l'équation 7.20. Ils sont aussi en cohérence avec le modèle additionnel (dit *stepwise*) de l'équation 7.21, qui décrivait déjà le phénomène à l'aide des deux mêmes descripteurs. Cela confirme le rôle central des variations opposées simultanées des descripteurs HSV/ATS dans la perception du décharnement acoustique.

7.5.4.2 Corrélats acoustiques de la deuxième dimension

La forte corrélation des trois descripteurs HSC, TRIratio et MFCCratio avec la deuxième dimension de l'espace perceptif suggère que le phénomène de décharnement se caractérise aussi par des transformations d'ordre purement spectral dans le signal. La présence du descripteur MFCCratio sur cette dimension valide notamment sa pertinence physique dans le modèle de prédiction du décharnement (équation 7.20). Par ailleurs, il semble logique que les descripteurs HSC et TRIratio se retrouvent également corrélés à cette dimension spectrale puisque physiquement, l'émergence d'un formant (augmentation MFCCratio) dans le spectre du signal se traduit par un transfert d'énergie des basses aux hautes fréquences (augmentation TRIratio) et par un son perceptivement plus brillant (augmentation HSC).

La disposition des huit stimuli de l'expérience le long de cette deuxième dimension (figure 7.14(b)) révèle que leur ordonnancement perceptif ne suit plus notre design en clusters. Effectivement, les stimuli synthétisés à partir de transformations de leur enveloppe formantique sont évalués sur cet axe hors des limites des deux stimuli de départ (le rond S1 et le décharné S8). En l'occurrence le long de cette dimension spectrale, les deux stimuli S3/S4, synthétisés avec un formant à partir du son S1, semblent avoir été perçus encore plus dégradés que le stimulus décharné de départ de l'autre cluster (S8). Symétriquement, les deux stimuli S5/S6, synthétisés sans formant à partir du son S8, semblent avoir été perçus encore meilleurs que le son rond de départ de l'autre cluster (S1). Ainsi, une facette de la perception du décharnement correspond à la présence ou non d'un formant dans le spectre. Cet aspect peut être matérialisé par le rapport des deux premiers coefficients MFCC qui composent le descripteur MFCCratio. Même en choisissant des valeurs de coefficients MFCC $C1$ et $C2$ intermédiaires à celles des sons S1 et S8, les MFCCratio correspondants sortent de la plage limitée par ces deux stimuli de départ. La deuxième dimension montre donc que les sujets se montrent sensibles à cette caractéristique purement spectrale, et qui se traduit aussi par un rendu plus *brillant*.

7.5.4.3 Corrélats acoustiques de la troisième dimension

Si la table 7.3 ne montrait aucune corrélation entre la troisième dimension de l'espace perceptif et les descripteurs acoustiques, la figure 7.14(c) révèle néanmoins une organisation particulière des stimuli le long de ce troisième axe. En effet, on peut constater qu'ils sont répartis de part et d'autre de l'axe selon des paires différant seulement par leur pente d'attaque temporelle (ATS). Ainsi, à l'exception de la paire de sons S5/S6 perçue quelque peu confusément (car proches selon cette dimension), les stimuli formés à partir d'une enveloppe temporelle à pente d'attaque faible ont des coordonnées négatives (S2,S4,S8), tandis que ceux formés à partir d'une enveloppe temporelle à pente d'attaque forte ont des coordonnées positives (S1,S3,S7). La troisième dimension de l'espace perceptif révèle donc que les sujets ont bien perçu des différences liées à la pente d'attaque entre les stimuli mais que ce critère à lui seul n'a pas été suffisant pour influencer leur perception du décharnement. Pour percevoir un son plus décharné, il faut qu'en plus l'asynchronie entre les composantes harmoniques augmente, conformément à la signification du premier axe de l'espace perceptif.

7.5.5 Conclusions

L'étude perceptive des dissimilarités de timbre entre stimuli de synthèse a pu mettre en évidence que le phénomène de décharnement acoustique est essentiellement dû à la combinaison d'un comportement harmonique plus chaotique et d'une pente d'attaque plus molle, ce qui par rapport au fonctionnement mécanique de l'archet frottant la corde, correspond à un mouvement de Helmholtz plus instable et plus lent à s'établir. Cela s'accompagne aussi d'un transfert de l'énergie formantique vers les composantes spectrales supérieures, corollaire d'une perception plus "brillante" du son.

Remarquons que l'espace perceptif réduit dans lequel sont positionnés les stimuli après l'analyse multidimensionnelle de leurs dissimilarités (MDS), présente d'intéressantes analogies avec les espaces de timbre instrumental que l'on trouve classiquement dans la littérature [Grey 1977, McAdams 1995, Barthet 2010] (cf section 2.1.8.3). En effet, notre première dimension coïncide avec la dimension deux de l'espace de [Grey 1977] et la dimension trois de l'espace de [McAdams 1995], qui caractérisent la synchronicité des harmoniques de rang élevé au cours des transitoires d'attaque et, de manière associée, le degré de fluctuation spectrale au cours du temps. Ensuite, notre deuxième dimension coïncide avec la dimension un de l'espace de [Grey 1977] et la dimension deux de l'espace de [McAdams 1995], qui caractérisent la distribution d'énergie spectrale et le centre de gravité spectral rendant compte de la brillance du son. Enfin, notre troisième dimension coïncide quelque peu avec la dimension un de l'espace de [McAdams 1995], qui caractérise le temps de montée de l'énergie dans le son.

Les résultats de cette étude ont été obtenus sur la base d'une seule note et il conviendrait de faire de même pour d'autres notes. De manière informelle, nous avons pu vérifier grâce aux masques de Gabor notamment, que d'autres notes perçues *décharnées* dans la partition présentent des caractéristiques physiques similaires dans le signal. Néanmoins, il serait nécessaire d'effectuer de nouveaux tests perceptifs pour vérifier que notre modèle de régression reste valide dans le contexte de ces autres notes. Une application potentielle peut consister à développer un nouvel outil technologique capable de mesurer le décharnement du signal acoustique en temps réel, sur la base du modèle que nous avons construit et des descripteurs acoustiques qui ont été identifiés. Un tel outil serait d'un grand intérêt pour fournir un retour (*feedback*) quantifiable aux violoncellistes débutants, qui apprennent à contrôler leur geste d'archet et sensations motrices afin de produire des sons de bonne qualité.

Chapitre 8

Contrôle moteur et décharnement du son

Sommaire

8.1 Etude du geste d'archet associé au décharnement 206
8.1.1 Hypothèses 207
8.1.2 Effets des contraintes posturales sur la relation entre vitesse d'archet et décharnement acoustique 207
8.1.3 Corrélations geste-son globales 210
8.1.4 Corrélations geste-son canoniques 212
8.1.5 Corrélations geste-son fonctionnelles 215
8.2 Etude du contrôle moteur associé au décharnement 223
8.2.1 Déplacements spatiaux absolus 223
8.2.2 Déplacements spatiaux relatifs 226
8.2.3 Déplacements angulaires 232
8.2.4 Relation entre les déplacements angulaires corporels et la vitesse d'archet 243
8.2.5 Discussion générale 247

Le chapitre précédent a montré que les violoncellistes étaient fréquemment gênés pour jouer correctement une note spécifique (Mi3) de la partition dans la situation posturale la plus contrainte, celle d'immobilisation conjointe par le buste et la tête. Dans ce chapitre, nous allons tenter de mieux comprendre le rôle des gestes du violoncelliste dans cette altération ou décharnement de la qualité du son. Pour ce faire, nous procédons d'abord à des analyses du geste d'archet et notamment de sa vitesse (cf section 8.1). Puis en remontant le long de la chaîne motrice du mouvement du bras droit, nous nous intéressons à l'influence des comportements et sensations posturales (*stathestésie*) sur la coordination du geste instrumental d'archet (cf section 8.2). Cette étude a donc pour but d'investiguer dans quelle mesure un mauvais contrôle postural et *in fine* de l'archet perturbent l'expressivité sonore au point de percevoir un timbre de note décharné.

8.1 Etude du geste d'archet associé au décharnement

Dans cette section, nous essayons de faire le lien entre le phénomène de décharnement acoustique étudié et l'altération du geste d'archet qui l'a engendré. Le but consiste notamment à extraire une invariance dans la relation geste/timbre, c'est-à-dire des corrélations canoniques entre les paramètres physiques de l'archet et les descripteurs acoustiques du timbre identifiés pour un son de nature décharnée. Cette étude est menée en deux temps [1] : d'abord par la corrélation des valeurs moyennes de descripteurs gestuels et acoustiques. Puis par l'analyse plus fine de l'évolution temporelle de ces corrélations.

1. Cette étude fait l'objet d'un chapitre d'ouvrage [Rozé 2017b]

8.1.1 Hypothèses

A l'origine de l'onde acoustique d'un son décharné de violoncelle, il y a d'abord eu une altération de la vibration mécanique régulière - dite de Helmholtz - produite par le frottement des crins de l'archet sur une corde (cf section 2.1.2). Nous avons vu section 2.1.1.3 que trois paramètres physiques sont essentiellement responsables du contrôle de cette vibration de la corde : La force et la vitesse de l'archet, ainsi que la distance de ce dernier au chevalet. Chaque combinaison de valeurs de ces trois paramètres correspond à une coordonnée sur le diagramme de Schelleng [Schelleng 1973], à partir de laquelle on peut savoir si le mouvement de Helmholtz de la corde est dans une plage de fonctionnement normal ou non. Il est intéressant de réfléchir à la zone du diagramme associée à un son décharné pour formuler une hypothèse sur le ou les paramètres d'archet importants qui ont contribué au phénomène.

Précédemment, nous avons découvert qu'un son décharné se caractérisait par un mouvement de Helmholtz "plus lent" (attaque du son plus molle) et instable (comportement des transitoires d'harmoniques plus chaotique). Tout d'abord, en jouant du violoncelle, il est physiquement possible de générer un son d'attaque temporelle plus molle, en diminuant soit la force ou la vitesse de l'archet sur la corde. Ensuite, la montée du niveau d'asynchronie entre les harmoniques s'accompagne de l'émergence d'un formant, et donc d'un transfert de l'énergie spectrale vers les composantes plus élevées. Or plusieurs recherches sur la physique du violon [Schoonderwaldt 2003, Demoucron 2008, Pérez Carrillo 2009] ou du violoncelle [Guettler 2002, Guettler 2003a, Guettler 2003b] ont mis en évidence qu'une augmentation de l'énergie sur les composantes spectrales supérieures pouvait être induite par une force d'archet plus grande, une vitesse de l'archet plus lente, ou une distance de l'archet au chevalet plus petite ("sul ponticello"). [Demoucron 2008] présente notamment ces variations dans un diagramme de Schelleng, en calculant le centroïde spectral pour des combinaisons des trois paramètres d'archet issues de son modèle physique de violon. Il en résulte que les valeurs de centroïdes les plus élevées sont localisées aux frontières de la zone dite "Raucous" (rauque en français), où le mouvement de Helmholtz est plus instable voire inexistant. Même si cet adjectif perceptif n'est pas des plus parlant, il semble proche du terme anglais *Harsh*, signifiant criard, discordant ou encore décharné. Par conséquent, en regroupant les éléments d'analyse relatifs à l'attaque temporelle et à la distribution d'énergie spectrale d'un son décharné, nous pouvons formuler l'hypothèse de sa production par un geste d'archet globalement plus lent.

8.1.2 Effets des contraintes posturales sur la relation entre vitesse d'archet et décharnement acoustique

8.1.2.1 Réduction du corpus d'étude

Pour cette étude, nous avons réduit le corpus d'étude du décharnement (cf section 7.1.2) à un sous-ensemble composé des huit paires de son ronds et décharnés les plus perceptivement saillantes. Cette sélection a été faite à partir des scores récoltés lors des tests d'écoute MUSHRA (section 7.4.3), en éliminant les continua dont les quatre sons ont été jugés trop semblables par les sujets. La similarité entre les quatre sons de chaque continuum est obtenue en calculant l'écart-type des quatre scores perceptifs associés. On ne retient alors que les huit paires du corpus initial, dont les continua présentent les valeurs d'écart-type les plus fortes.

8.1.2.2 Descripteur gestuel

Pour analyser la lenteur du geste d'archet, nous réutilisons le descripteur de vitesse d'archet *VELbow* établi à la section 6.4.3.1 par l'équation 6.11. Ce descripteur gestuel se définit comme la valeur absolue des coordonnées du vecteur vitesse associé au talon de l'archet le long de la séquence. Dans le cadre d'une exploration préliminaire de la relation geste-son du violoncelliste pour la note Mi3 sélectionnée,

nous commençons par analyser séparément l'effet des conditions posturales sur les descripteurs de vitesse d'archet et de décharnement acoustique.

8.1.2.3 Sélection des descripteurs acoustiques

On s'intéresse ici à la façon dont la contrainte d'immobilisation posturale physique complète affecte la vitesse d'archet moyenne en lien avec le décharnement acoustique. Pour ce faire, on peut travailler à un niveau global, dans lequel l'indicateur de décharnement (*Harshness*) est donné par le modèle construit en section 7.4.5 (équation 7.20), ou bien à un niveau plus fin dans lequel on observe les effets sur certains descripteurs acoustiques relatifs au décharnement. La sélection de ces descripteurs peut se faire sur la base de nos hypothèses de relation à la vitesse d'archet (section 8.1.1). Selon celles-ci, la vitesse de l'archet serait fortement corrélée à l'énergie du signal, que ce soit sur un plan temporel en influant sur la pente d'attaque de l'enveloppe, ou spectral par modifications de la *brillance* du son et donc du contenu haute-fréquence. Côté temporel, on utilise le descripteur ATS, caractéristique de la vitesse de la montée d'énergie durant la phase d'attaque. Côté fréquentiel, on sélectionne le descripteur HSC, le plus représentatif de la *brillance* du son, ainsi que TRIratio, caractéristique du transfert d'énergie entre basses et hautes composantes spectrales. Comme nous l'avons montré section 7.5.4, ces deux derniers descripteurs sont bien relatifs au décharnement, puisque corrélés à la deuxième dimension perceptive de l'espace de timbre représentatif du phénomène.

8.1.2.4 Effets sur le corpus réduit de l'étude

Dans le contexte des huit paires de sons ronds/décharnés du corpus réduit de l'étude, on peut estimer la possibilité de discriminer les situations posturales d'où ils sont extraits à l'aide de "tests de Student" appariés (*paired t-tests*) pour chacun des descripteurs gestuels et acoustiques sélectionnés. Précisons que ces échantillons sont quasi indépendants, car les huit paires proviennent de sept violoncellistes différents avec pas plus d'une répétition pour un violoncelliste. Les résultats, présentés table 8.1, révèlent que pour tous les descripteurs acoustiques, il est possible de rejeter l'hypothèse nulle (H0) selon laquelle les moyennes entre les deux échantillons rond et décharné seraient les mêmes. Concernant le descripteur de vitesse d'archet moyen, la discrimination entre les deux situations posturales est marginalement significative.

La figure 8.1 présente sous forme de *boxplots* la distribution des valeurs des différents descripteurs dans chaque échantillon de sons rond/décharné. Concernant les descripteurs acoustiques, nous retrouvons les tendances décrites section 7.3.4 et section 7.4.7.1. En effet, la situation d'immobilisation posturale par le buste et la tête (SCH) résulte en une augmentation significative de la quantité de *Harshness* (cf équation 7.20), et en des tendances connues sur le plan de l'évolution spectro-temporelle du phénomène : pente d'attaque temporelle plus faible (ATS diminue) et renforcement de l'énergie des composantes spectrales haute-fréquence (HSC et TRIratio augmentent). La nouveauté porte sur le descripteur gestuel de vitesse d'archet, dont la valeur moyenne diminue globalement de la situation normale à contrainte pour les huit paires du corpus, ce qui semble confirmer notre hypothèse de départ.

TABLE 8.1 – Résultats des t-tests appariés pour les descripteurs gestuel et acoustiques calculés sur les huit paires de sons du corpus réduit. La pertinence selon laquelle il est possible de discriminer l'échantillon des sons ronds de celui des sons décharnés est fournie par la p-value p : $^{*}p < 0.05$, $^{**}p < 0.01$, $^{***}p < 0.001$

Descripteurs	VELbow	HARSHNESS	ATS	HSC	TRIRATIO
t(7)=	2.22	-2.51^{*}	4.15^{**}	-4.21^{**}	-3.48^{*}

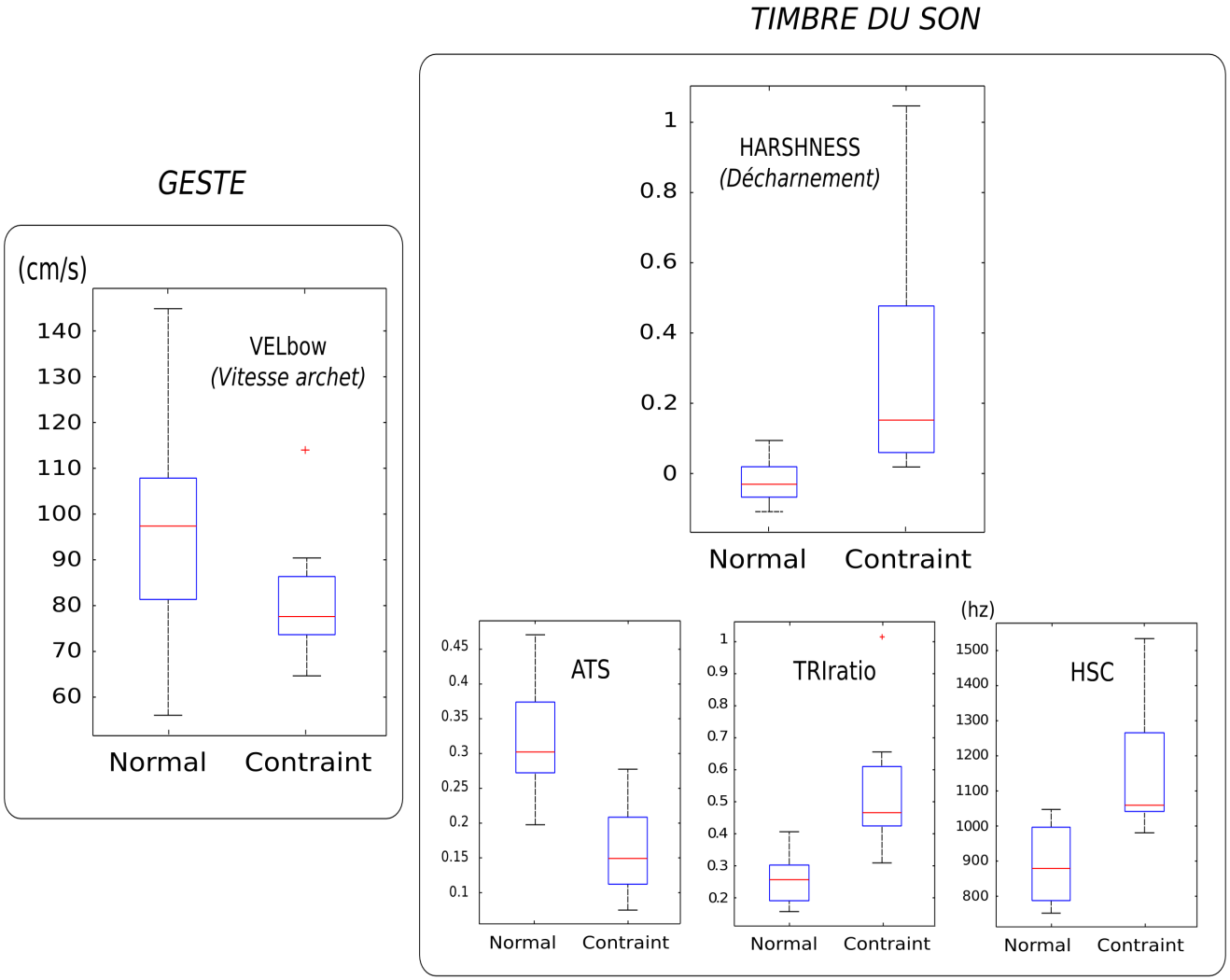


FIGURE 8.1 – Comparaison des valeurs du descripteur gestuel et des descripteurs acoustiques entre les deux échantillons de paires de sons ronds et décharnés. On affiche la distribution de ces valeurs dans un *boxplot* par échantillon. Pour chaque *boxplot*, la marque centrale rouge représente la médiane de la distribution. Les extrémités basse et haute du *boxplot* correspondent respectivement aux premier (25%) et troisième quartile (75%) de la distribution.

8.1.2.5 Effets sur le corpus de la base de données

Il serait maintenant intéressant de savoir si cette tendance de diminution de la vitesse d'archet en situation de contrainte posturale, peut se généraliser à l'ensemble des violoncellistes de la base de données, et selon quelle proportion pour la note Mi3 investiguée. Pour cela, on met en oeuvre une ANOVA des valeurs de vitesse d'archet, contenant un facteur Posture à quatre modalités correspondant aux quatre situations posturales de l'expérience. Les vitesses d'archet sont moyennées avant analyse sur les trois répétitions des deux modes de jeu du même violoncelliste pour une condition posturale donnée. Cette analyse est effectuée par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes.

L'ANOVA ne nous révèle pas d'effet globalement significatif du facteur de condition posturale. En revanche, la figure 8.2 nous montre quand même une certaine diminution moyenne du descripteur avec la

contrainte posturale. Les tests post-hoc LSD associés au facteur Posture révèlent d'ailleurs une tendance significative uniquement entre les situations normale (N) et contrainte complète (SCH). Ce résultat suggère que globalement les violoncellistes ont eu tendance à diminuer la vitesse d'archet une fois immobilisés par le buste et la tête. Et puisque la condition d'immobilisation par le buste seul ne s'est pas avérée significativement différente de celle de la situation normale, on peut penser que la tête du violoncelliste joue un rôle important dans son organisation motrice pour garantir la bonne vitesse d'archet. On constate ici un parallèle intéressant à faire avec les résultats de la section 7.4.7.2, puisque l'effet des contraintes posturales sur la quantité de décharnement (cf équation 7.20) est exactement symétrique à celui obtenu sur les vitesses d'archet. Cela suggère donc que sur l'ensemble des violoncellistes, le renforcement progressif des contraintes posturales a globalement résulté en des notes Mi3 à caractère plus décharné issues d'un mouvement d'archet plus lent.

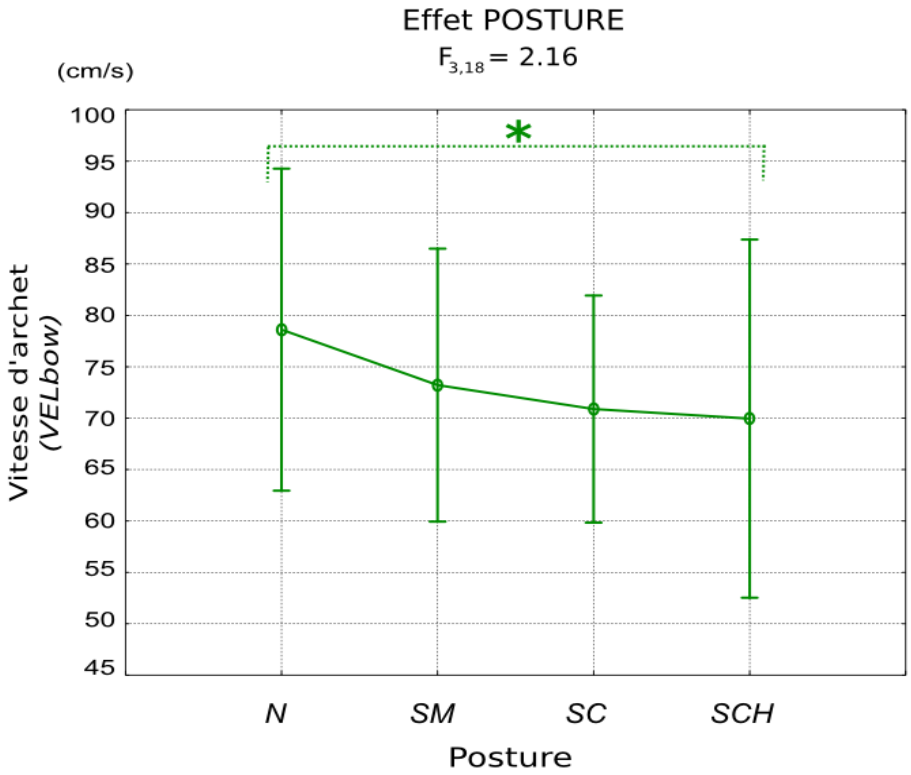


FIGURE 8.2 – Résultats d'ANOVA sur les valeurs de vitesse d'archet de la note Mi3 (équation 6.11), moyennées sur les trois répétitions des deux modes de jeu (*détaché/legato*) de chaque violoncelliste. Cette ANOVA est effectuée à un facteur (la condition posturale) et par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes. Les vitesses d'archet sont examinées selon les quatre modalités du facteur Posture correspondant aux quatre situations posturales de l'expérience.

8.1.3 Corrélations geste-son globales

Sur la base du corpus de données réduit à huit paires, nous avons pu mettre en évidence que le geste instrumental d'archet comme le timbre du son semblent significativement affectés lorsque les violoncellistes sont contraints dans leurs déplacements posturaux. Nous essayons maintenant d'en savoir un peu plus sur la nature du lien existant dans ce contexte entre la vitesse d'archet et chacun des descripteurs acoustiques.

8.1.3.1 Méthodologie

En supposant linéaire la relation entre le geste instrumental d'archet et les paramètres acoustiques, nous avons calculé le coefficient de corrélation de Pearson entre le vecteur de vitesses moyennes d'archet et chaque vecteur de descripteurs acoustiques. Un vecteur se compose de 16 valeurs moyennes correspondant aux données gestuelles ou acoustiques des huit paires de son du corpus. On trouve donc dans l'ordre pour chaque vecteur de descripteur les huit données extraites de la situation naturelle et les les huit autres issues de la situation de contrainte complète.

8.1.3.2 Résultats

Le calcul des corrélations linéaires globales révèle que la vitesse moyenne d'archet est corrélée au descripteur ATS, caractérisant la pente d'attaque de l'enveloppe temporelle ($r^2 = 0.6^*$). En revanche, il semble indiquer peu de corrélations entre les vitesses d'archet et les descripteurs spectraux moyens HSC et TRIratio, caractérisant l'énergie spectrale dans les hautes fréquences ($r^2 = -0.11$ et $r^2 = -0.21$ respectivement).

La figure 8.3 permet de visualiser graphiquement la nature de ces relations geste-son, à l'aide de trois graphiques présentant les trois types de corrélation linéaire entre la variable gestuelle et chaque variable acoustique. Le vecteur des 16 valeurs de vitesse d'archet est affiché par rapport à chacun des trois vecteurs de 16 valeurs de descripteurs acoustiques, formant ainsi trois espaces de représentation geste/son. Les deux sons composant chacune des huit paires sont liés par une ligne en pointillés de manière à bien observer le glissement des situations normale à contrainte dans l'espace des paramètres.

8.1.3.3 Discussion

Le résultat corrélant les vitesses d'archet aux pentes d'attaque temporelles est conforme à nos hypothèses. En effet, comme l'a montré [Pérez Carrillo 2012], la vitesse d'archet est hautement corrélée à la forme de l'enveloppe temporelle, et donc à la vitesse de la montée de l'énergie lors de la phase d'attaque du son. En revanche, il est plus surprenant d'obtenir d'aussi faibles corrélations des vitesses d'archet aux descripteurs spectraux. Cela peut s'expliquer par des corrélations intrinsèques plus grandes avec la force d'archet, qui est l'autre paramètre physique important, mais dont nous n'avons pas la mesure. D'après [Pérez Carrillo 2009] en effet, la force d'archet serait davantage responsable de la montée de l'énergie spectrale dans les composantes supérieures.

Dans la figure 8.3(a), le premier graphe montre que le passage d'un son rond au son décharné d'une même paire correspond à un glissement global dans la direction sud-ouest du graphe, ce qui traduit bien une décroissance conjointe de la vitesse d'archet (VELbow) et de la pente d'attaque de l'enveloppe temporelle (ATS). Ce résultat confirme qu'en jouant moins vite d'archet, on attaque la corde de façon moins vive, ce qui se répercute immédiatement par une montée d'énergie sonore plus lente lors de l'attaque et donc une pente plus faible. Les seconds et troisième graphes (figures 8.3(b,c)) montrent de manière très intéressante qu'en dépit des faibles corrélations brutes obtenues entre la vitesse d'archet et les descripteurs acoustiques spectraux, on observe une nette tendance au glissement global dans la direction nord-ouest du graphe entre les sons rond et décharné d'une même paire. Cela révèle bien que globalement, les vitesses d'archet diminuent de manière conjointe au renforcement de l'énergie spectrale dans les hautes fréquences. Seulement, le phénomène se produit dans des proportions très différentes entre chaque paire de sons rond/décharné, et pour cette raison, la valeur de corrélation linéaire globale entre les paires n'est pas significative. Nous pouvons dès lors nous attendre à de meilleurs résultats en ne considérant non pas les corrélations directes par couple de descripteurs geste-son, mais en procédant d'une façon canonique entre les domaines gestuels et acoustiques.

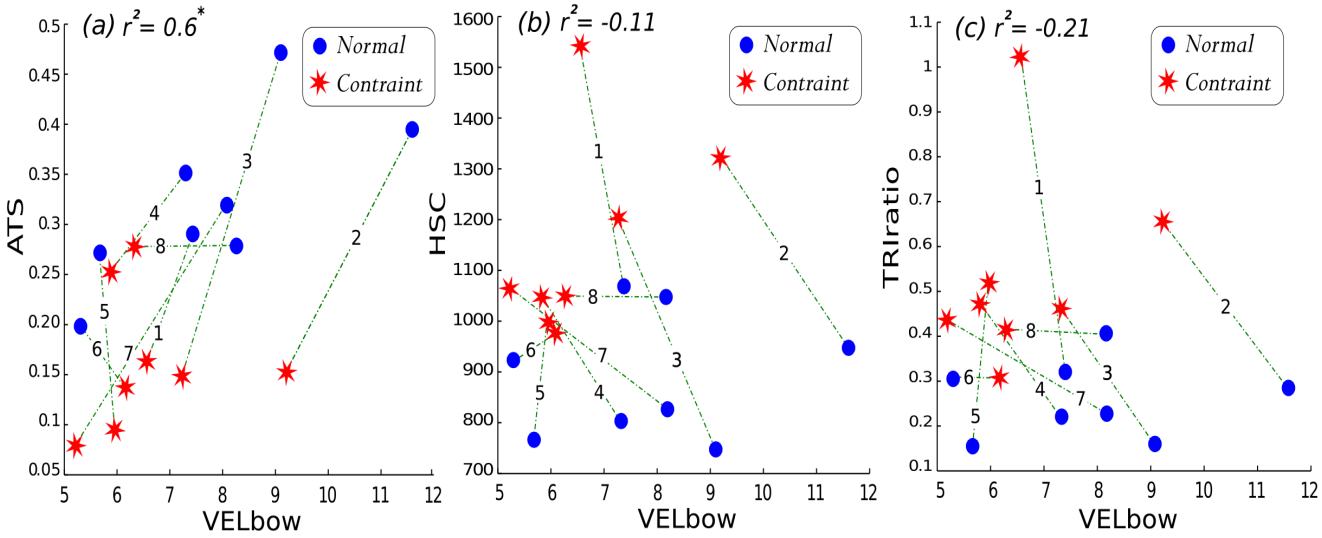


FIGURE 8.3 – Graphes de corrélations globales entre le descripteur gestuel de vitesse moyenne d'archet (VELbow) et chacun des trois descripteurs acoustiques sélectionnés dans le décharnement (ATS, HSC, TRIratio). Les valeurs de descripteurs sont celles calculées sur les 16 sons du corpus. Chacun des trois graphes correspond à des coordonnées formées par l'association des 16 valeurs du vecteur de vitesses d'archet (en abscisse), et les 16 valeurs d'un des vecteurs de descripteur acoustique (en ordonnée) : **(a)** Entre VELbow et ATS, **(b)** Entre VELbow et HSC, **(c)** Entre VELbow et TRIratio. Chacune des huit paires de sons rond/décharné est représentée par un lien pointillé entre un rond bleu (le son rond) et une étoile rouge (le son décharné).

8.1.4 Corrélations geste-son canoniques

Afin d'améliorer l'analyse des relations intrinsèques entre les domaines gestuels et acoustiques, nous avons besoin d'une méthode statistique de type multimodale. L'objectif est d'extraire les éléments essentiels ou canoniques qui composent le mapping du geste d'archet au timbre sonore produit. Pour y parvenir, on met en oeuvre une analyse dite des corrélations canoniques (ou CCA pour *Canonical Correlation Analysis*). Formalisée par [Hotelling 1936], cette technique est l'extension multimodale de l'analyse par composantes principales (ou PCA pour *Principal Component Analysis*), souvent utilisée pour décomposer un geste corporel en une somme de mouvements élémentaires orthogonaux [Toiviainen 2010, Burger 2012]. Elle est particulièrement bien adaptée à l'extraction des composantes canoniques implicites entre son et mouvement. Par exemple, [Caramiaux 2009] l'utilise pour corréler les mouvements spontanés de la main à de courts extraits musicaux, et construire ainsi un mapping entre des descripteurs gestuels (vitesse, accélération, courbure...) et acoustiques (intensité, brillance). Chaque composante canonique extraite par son analyse CCA révèle quantitativement les interactions mutuelles intrinsèques aux deux ensembles de descripteurs.

8.1.4.1 Méthodologie

Nous utilisons une CCA pour extraire les corrélations canoniques entre un descripteur de vitesse d'archet et trois descripteurs du timbre instrumental. Dans ce contexte, la méthode ressemble à une régression linéaire multiple, dans laquelle une variable gestuelle (VELbow) est prédite à partir de trois variables acoustiques (ATS, HSC, TRIratio). Il ne faut cependant pas confondre régression et analyse canonique, car pour cette dernière, les jeux de descripteurs geste-son jouent un rôle symétrique, et on ne

peut donc pas établir de lien de causalité du geste au son ou réciproquement. Notre analyse canonique des corrélations (CCA) estime la linéarité existante entre deux ensembles de variables par la recherche d'un couple de vecteurs, l'un lié au geste, l'autre lié au son, qui soient les plus corrélés possibles. Ces vecteurs sont appelés variables canoniques ou *variates*, et représentent les variables geste/son initiales dans un nouvel espace de dimension réduite, qui explique au mieux la variance intrinsèque. Cet espace est un système de coordonnées optimal modélisant la meilleure interaction possible entre les variables gestuelles et acoustiques, indépendamment du système initial. En cela, la CCA résout la faiblesse du calcul de corrélations globales précédent.

L'algorithme CCA prend en entrée les deux ensembles de variables, notés ($\mathbf{X}$,$\mathbf{Y}$), de type geste/son dans notre cas. On définit $\mathbf{X}$ le vecteur gestuel des 16 valeurs de vitesse moyenne d'archet (VELbow), et $\mathbf{Y}$ la matrice des 16×3 valeurs moyennes de chacun des trois descripteur acoustiques (ATS, HSC, TRIratio). L'algorithme CCA calcule le couple de variables canoniques ($\mathbf{U}$,$\mathbf{V}$), par une opération de projection optimale des variables initiales ($\mathbf{X}$,$\mathbf{Y}$) dans le nouvel espace. Il recherche donc deux matrices de projections, $\mathbf{A}$ et $\mathbf{B}$, qui puissent maximiser les corrélations canoniques entre variates ($\mathbf{U}$,$\mathbf{V}$) : $max[corr(\mathbf{XA}, \mathbf{YB})]$. Les poids canoniques composant les matrices de projection $\mathbf{A}$ et $\mathbf{B}$ permettent d'exprimer chaque variate $\mathbf{U} = \mathbf{XA}$ et $\mathbf{V} = \mathbf{YB}$ comme des combinaisons linéaires des variables initiales gestuelles $\mathbf{X}$ et acoustiques $\mathbf{Y}$ respectivement.

8.1.4.2 Résultats

L'application de la CCA aux données initiales de descripteurs résulte en une corrélation canonique très significative entre les nouvelles variables (variates) de geste $\mathbf{U}$ et de son $\mathbf{V}$: $r^2 = 0.74^*$. Les coefficients canoniques des matrices de projection $\mathbf{A}$ et $\mathbf{B}$ délivrés par l'algorithme, permettent d'affecter un poids, c'est-à-dire une importance, à chaque descripteur de geste, respectivement de timbre, dans la relation canonique. A l'aide de ces poids canoniques, nous obtenons l'expression des deux variates ($\mathbf{U}$,$\mathbf{V}$) comme combinaisons linéaires des descripteurs de départ :

$$\begin{cases} \mathbf{U} = -0.5 \times \mathbf{VEL_{bow}} \\ \mathbf{V} = -10 \times \mathbf{ATS} - 0.01 \times \mathbf{HSC} + 5 \times \mathbf{TRIratio} \end{cases}$$

Ces deux variates forment la base d'un nouvel espace bidimensionnel, représenté figure 8.4. On peut désormais positionner chaque élément du corpus de l'étude dans cet espace par son couple de variates (l'équivalent de nouvelles coordonnées canoniques) geste/son ($\mathbf{U}$,$\mathbf{V}$).

8.1.4.3 Discussion

A partir des deux équations de variates ($\mathbf{U}$,$\mathbf{V}$) précédentes, on peut discuter sur l'importance du rôle joué par chaque descripteur gestuel et acoustique dans la relation canonique. La première équation permet d'observer que le descripteur gestuel de vitesse d'archet est négativement corrélé à son variate $\mathbf{U}$ selon un poids canonique donné par la matrice de projection $\mathbf{A} = -0.5$. La seconde équation décrit les pondérations canoniques de la matrice de projection $\mathbf{B} = (-10, -0.01, 5)$ affectées aux descripteurs acoustiques du timbre dans la contribution au variate $\mathbf{V}$. Elle révèle ainsi que le descripteur de pente temporelle d'attaque ATS est *négativement* corrélé à son variate $\mathbf{V}$ selon un poids $\mathbf{B(1)} = -10$, le descripteur de transfert d'énergie spectrale TRIratio est *positivement* corrélé à son variate $\mathbf{V}$ selon un poids $\mathbf{B(3)} = +5$, et que le descripteur de brillance (centroïde spectral) HSC n'est quasiment pas corrélé à son variate $\mathbf{V}$, car possède un poids canonique quasi nul $\mathbf{B(2)} = -0.01$. On voit ici apparaître l'intérêt de la corrélation canonique, puisque dans un espace indépendant du système de coordonnées initiales, un descripteur spectral (le TRIratio) se révèle négativement corrélé à la pente d'attaque de l'enveloppe

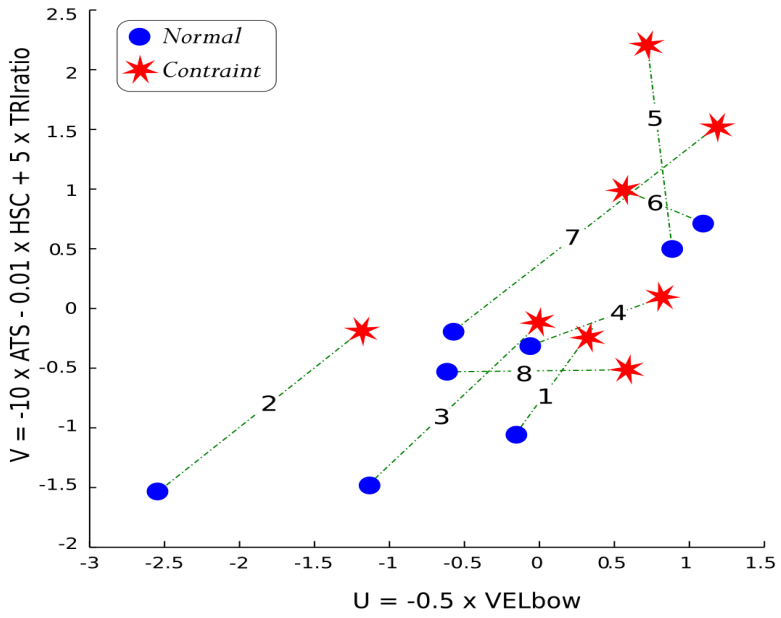


FIGURE 8.4 – Graphe des corrélations canoniques entre la caractéristique gestuelle d'archet et les caractéristiques acoustiques de timbre pour les 8 paires de sons du corpus. Les axes de cet espace réduit sont des variables canoniques ou *variates* (**U**,**V**), exprimées comme des combinaisons linéaires des descripteurs gestuels (VELbow) et acoustiques (ATS, HSC, TRIratio) initiaux respectifs. La corrélation canonique entre ces deux variates est significativement bonne : $r^2 = 0.74^*$. Chacune des huit paires de sons rond/décharné est représentée dans l'espace canonique par un lien pointillé entre un rond bleu (le son rond) et une étoile rouge (le son décharné).

temporelle, de même qu'à la vitesse d'archet. Ce résultat est très important et cohérent avec celui obtenu par [Guettler 2003a], démontrant que les vitesses d'archet plus faibles induisent plus d'énergie spectrale sur les composantes harmoniques de rang élevé.

Nous avons jusqu'ici expliqué les contributions des variables initiales à chaque composante canonique, et décrit la façon dont les descripteurs gestuels et acoustiques covarient au sein de la relation canonique. Qu'en est-il maintenant relativement au phénomène de décharnement acoustique ? La projection de chaque paire de sons du corpus au sein de l'espace canonique représenté figure 8.4, permet de comprendre comment le timbre décharné est corrélé à la vitesse d'archet. En effet, on peut observer que le passage d'un son rond à un son décharné d'une même paire correspond à un glissement global dans la direction nord-est du graphe, c'est-à-dire une augmentation conjointe des valeurs de composantes canoniques **U** et **V**. Il existerait donc bien une relation de linéarité intrinsèque au phénomène de décharnement entre le mouvement de l'archet et le timbre sonore. L'augmentation du variate **U** correspond à une baisse de la vitesse de l'archet (corrélation négative de VELbow). Quant à l'augmentation du variate **V**, cela correspond à une décroissance de la pente d'attaque temporelle (corrélation négative de ATS) couplée à une croissance du transfert d'énergie spectrale vers les hautes fréquences (corrélation positive de TRIratio), autrement dit à une augmentation du décharnement acoustique tel que nous l'avons défini au niveau signal. Si l'on recoupe les informations fournies par l'interprétation de chaque composante canonique **U** et **V**, nous pouvons en déduire que le décharnement acoustique, conformément à notre hypothèse de départ, est bien lié à une baisse significative de la vitesse d'archet.

8.1.5 Corrélations geste-son fonctionnelles

La CCA est une technique de corrélation canonique entre des données de nature discrète. Dans notre contexte, ces données ont été calculées comme des descripteurs moyens résumant les séries temporelles du mouvement d'archet et du timbre instrumental sur la durée de la note investiguée (Mi3). Même si elle est globalement pertinente, l'analyse par CCA perd donc l'information liée aux changements temporels des données de départ. Elle ne tient pas compte de leur nature fonctionnelle, et se révèle ainsi inapte à extraire une structure de corrélation évoluant au cours du temps. Pour y remédier, nous envisageons maintenant d'analyser les corrélations intrinsèques aux séries temporelles de geste et de son, à l'aide de techniques issues de l'analyse fonctionnelle de données (FDA pour *Functional Data Analysis*) formalisées par [Ramsay 2006]. Cette méthodologie peut nous permettre d'apprécier la coarticulation temporelle entre l'archet et les caractéristiques acoustiques du son produit, en fonction de la liberté de mouvement du tronc et de ses postures cibles (cf section 2.6.3.3).

8.1.5.1 Modélisation de descripteurs fonctionnels

Dans cette étude, il faut se ramener aux séquences temporelles des descripteurs et non plus à leurs moyennes. Concernant le geste, on utilise le descripteur fonctionnel de vitesse d'archet VELbow, comme défini par l'équation 6.11. Concernant le son, on se focalise sur la dualité spectro-temporelle révélée par le variate **V** des corrélations canoniques (CCA), et qui donne de l'importance aux descripteurs ATS et TRIratio. Le descripteur spectral TRIratio, comme défini par l'équation 7.11, est par nature fonctionnel. En revanche, le descripteur temporel ATS est discret. Comme il est extrait de la forme de l'enveloppe temporelle, on peut retrouver ce descripteur sur le plan fonctionnel en calculant par exemple l'enveloppe RMS (Root Mean Square) du son. Celle-ci décrit les changements d'énergie dans le signal temporel et donc aussi les variations de la pente de l'attaque. Les valeurs instantanées de RMS se calculent pour chaque fenêtre du signal $x_m(n)$ centrée sur l'échantillon m, comme une racine carrée de la puissance moyenne [Kim 2006] :

$$Rms(m) = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{n=0}^{N-1} x(m.N_{hop}+n)^2} \tag{8.1}$$

où N est la longueur d'une fenêtre et N_{hop} le nombre d'échantillons séparant chaque fenêtre. On a ici choisi un facteur de recouvrement (*overlap*) de $N/N_{hop} = 4$.

Principes FDA Pour étudier les covariations temporelles entre ces descripteurs de geste et de son, il nous faut d'abord les modéliser fonctionnellement. On utilise ici la méthodologie d'analyse fonctionnelle FDA, qui traite les données temporelles comme des fonctions mathématiques, plutôt que comme une série de points individuels. Le passage du domaine discret au domaine fonctionnel s'effectue en appliquant aux données un certain degré de lissage (*smoothness*) entre les valeurs d'échantillons adjacents. On obtient ainsi une fonction de lissage $x(t)$ qui s'ajuste plus ou moins finement à la série de points temporels y_i de longueur N :

$$y_i = x_i(t) + \varepsilon \qquad i \in [1, N] \tag{8.2}$$

En analyse fonctionnelle, la fonction de lissage $x(t)$ est construite comme une combinaison linéaire d'un ensemble de fonctions de base :

$$x(t) = \sum_{k=1}^{K} c_k \phi_k(t) \tag{8.3}$$

où ϕ_k est la k^e fonction de base (évaluée au temps t) de poids c_k, et K le nombre total de fonctions de base ϕ_k. Le choix du type de fonctions de base ϕ_k dépend beaucoup du type de données à analyser. Par

exemple, dans le cas de données périodiques, on choisira une base de fonctions de Fourier sinusoïdales, et la formule de la courbe de lissage $x(t)$ s'apparentera alors à une transformée de Fourier inverse. Ici, on analyse des données de descripteurs gestuels et acoustiques qui sont déjà relativement lisses et sans périodicité particulière sur la durée d'une note. Le choix le plus naturel dans ce contexte est d'utiliser une base de fonctions splines. Comme nous l'avons vu section 7.5.2.2 lors du paramétrage d'enveloppe temporelle de stimuli synthétiques, les B-splines consistent en des morceaux de polynômes reliés entre eux en certains points charnières appelés noeuds. Chaque série temporelle y_i est ainsi modélisée par une fonction de lissage $x(t)$, c'est-à-dire un ensemble de coefficients c_k de fonctions B-splines.

En associant les Equations 8.2 et 8.3, on peut se rendre compte que trouver ces coefficients c_k revient à résoudre un problème de régression linéaire multiple, par une estimation au sens des moindres carrés :

$$SSE = \sum_{i=1}^{N} (y_i - x_i(t))^2 \tag{8.4}$$

La minimisation du critère des moindres carrés SSE (*Sum of Squares Error*) est celle permettant la meilleure approximation de la série temporelle y_i par le modèle $x(t)$. On l'obtient généralement en construisant une base dite *saturée*, pour laquelle le nombre de fonctions de base est identique au nombre de points de la série temporelle ($K = N$). Plus K est choisi inférieur à N, plus la proportion de lissage est importante, mais cela se fait aussi au détriment de la précision temporelle.

Pour conserver une bonne précision d'ajustement, on part généralement d'une base de splines saturée ($K = N$), puis on adapte le degré de lissage du modèle $x(t)$, en contrôlant un facteur de rugosité λ lié à la courbure de la fonction de lissage $x(t)$, c'est à dire à sa dérivée seconde. Le critère des moindres carrés intégrant cette pénalité sur la courbure se réécrit ainsi :

$$PENSSE = \sum_{i=1}^{N} (y_i - x_i(t))^2 + \lambda \int \left(\frac{d^2x}{d^2t} \right)^2 dt \tag{8.5}$$

Avec ce procédé, la fonction $x(t)$ est rendue plus lisse lorsque la pénalité λ augmente. Et inversement, $x(t)$ est rendue d'autant plus rugueuse, c'est-à-dire qu'elle s'ajuste d'autant mieux aux donnés y_i, lorsque λ diminue.

Application de la FDA En pratique, nous avons modélisé les séries de descripteurs gestuels et acoustiques comme des combinaisons linéaires d'une base de B-splines quintiques (ordre cinq). La base est choisie semi-saturée ($K = N/2$) avec un degré de lissage quasi nul ($\lambda = 10^{-3}$), de façon à obtenir des modèles de courbes fonctionnelles à la fois précises et bien ajustées aux séries temporelles. Pour pouvoir comparer ces fonctions entre elles, il nous faut synchroniser leurs durées. La méthodologie FDA intègre justement un processus de synchronisation (*registration*), qui permet de caler les courbes par rapport à des points de repère (*landmarks*), correspondant à des éléments importants du signal comme l'emplacement de pics, de vallées ou de points d'inflexion. Il s'agit d'un mécanisme de déformation temporelle non linéaire (*non-linear time-warping*) utilisé par exemple dans [Wanderley 2005] pour caler les courbes fonctionnelles des mouvements des clarinettistes au début des attaques de chaque note de la partition. Dans notre contexte, nous n'analysons qu'une note, par conséquent nous n'avons pas eu recours à ce processus pour synchroniser les courbes. De manière plus simple, nous effectuons, préalablement à la modélisation fonctionnelle, une synchronisation des durées des 16 séquences temporelles geste-son du corpus, par interpolation linéaire (*linear time-warping*) sur la taille de la plus grande séquence. Celle-ci comporte $N = 56$ échantillons, ce qui équivaut à environ 45 ms au taux d'échantillonnage du système de capture de mouvement (125 Hz). Au final, 16 courbes (8×2 paires de courbes rond/décharné) sont ainsi modélisées sur une base de $K = 56/2 = 28$ B-splines, pour chaque descripteur fonctionnel de geste (VELbow(t)) et de son (RMS(t), TRIratio(t)).

8.1.5.2 Extraction fonctionnelle des corrélations

Afin d'extraire les principaux modes de variations entre les descripteurs fonctionnels du geste et du son, nous avons eu recours à un autre puissant outil de la méthodologie FDA : L'analyse par composante principale fonctionnelle FPCA (*Functional Principal Component Analysis*). Il s'agit de l'extension au domaine fonctionnel de la classique PCA, très couramment utilisée en analyse de données multivariée, dont nous verrons d'ailleurs une application à la section 8.2.2.1. En FPCA, les composantes principales sont elles-mêmes des fonctions, qui peuvent s'interpréter dans le même domaine que le jeu de courbes fonctionnelles à partir desquelles elles sont calculées. On parle alors de fonctions propres (*eigenfunctions*) et non plus de vecteurs propres, reflétant les instants auxquels se produisent les plus grandes variations dans le jeu de courbes. De nombreuses études ont recours à la technique FPCA pour interpréter les variations de données collectées par dispositif physique ou de suivi du mouvement [Bianco 2009, Dalca 2013, Amelynck 2014, Visi 2015]. Notre approche est originale dans le sens où l'on utilise la FPCA pour comparer des données fonctionnelles de mouvement et de son.

Principes PCA Nous avons montré en section 8.1.4 qu'une analyse des corrélations canoniques (CCA) effectuée sur quatre variables moyennes permettait de se ramener à un espace de dimension plus petite (deux *variates*), susceptible de dévoiler des covariations intrinsèques entre les quatre variables de départ. La CCA est en fait dérivée de l'analyse en composantes principales (PCA). Cette technique factorielle, centrale parmi les méthodes statistiques multidimensionnelles, a pour objectif de revenir à un espace de dimension réduite en déformant le moins possible la réalité, c'est-à-dire en respectant au mieux les variations inhérentes aux données. Une façon d'exprimer ces variations intrinsèques consiste à calculer la matrice des variances-covariances des données initiales. La PCA est la transformation de cette matrice de covariance en une matrice diagonale, qui représente les poids affectés à chaque mode de variation principal caché dans les données. Les poids sont qualifiés de valeurs propres et les modes de variation de vecteurs propres ou *facteurs*. On présente généralement le processus de transformation par PCA comme une *diagonalisation* sous forme d'équation "aux valeurs propres" :

$$V\xi = \lambda\xi \tag{8.6}$$

où $V = (\frac{1}{N})X'X$ est la matrice de covariance des données initiales X, et λ la matrice diagonale des valeurs propres. ξ est la matrice contenant les vecteurs propres ξ_j associés à chaque valeur propre λ_j. Ces ξ_j sont les facteurs de la PCA, c'est-à-dire les axes du nouvel espace de représentation, orthogonaux deux à deux, dans lequel les données sont projetées. Les composantes principales correspondent aux nouvelles coordonnés Z des données X dans la base des facteurs ξ. Elles sont construites comme des combinaisons linéaires des variables initiales centrées $(X - \overline{X})$ qui maximisent la variance intrinsèque (représentée par les λ_j) :

$$Z = (X - \overline{X})\xi \tag{8.7}$$

A partir de l'équation 8.7, il est possible d'estimer le jeu des données initiales X, en additionnant sa moyenne $\overline{X}$ aux contributions individuelles (composantes principales) calculées pour chaque facteur ξ :

$$X = \overline{X} + Z\xi' \tag{8.8}$$

Principes FPCA Toute cette logique expliquée pour la PCA standard est transposable au domaine fonctionnel de la FPCA. Ainsi, à partir du jeu de fonctions temporelles modélisées $x(t)$, la FPCA extrait un ensemble unique de fonctions propres $\xi(t)$, décrivant chacune un mode de comportement ou de variation intrinsèque temporel autour de la moyenne $\overline{x(t)} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i(t)$. Pour le calcul, on définit non plus une

matrice mais une fonction de covariance $v(s,t)$ du jeu de données fonctionnelles entre les points temporels s et t :

$$v(s,t) = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}\left[x_i(s) - \overline{x_i(s)}\right]\left[x_i(t) - \overline{x_i(t)}\right] \tag{8.9}$$

De façon symétrique au processus de diagonalisation de la PCA, les fonctions propres de la FPCA (facteurs en PCA) sont obtenues par décomposition orthogonale de la fonction de covariance (décomposition de Karhunen-Loève) :

$$\int v(s,t)\xi_j(t)dt = \lambda_j\xi_j(s) \tag{8.10}$$

La proportion de variation capturée par chaque fonction propre ξ_j est donnée par un rapport entre sa valeur propre associée λ_j et la somme de toutes les valeurs propres : $\frac{\lambda_j}{\sum\lambda_j}$. Pour obtenir les scores de projection des composantes principales fonctionnelles, on construit comme en PCA des combinaisons linéaires des fonction modélisées initiales centrées $(x_i(t) - \overline{x(t)})$ qui maximisent la variance intrinsèque (représentée par les λ_j) :

$$\rho_{ij} = \int \xi_j\left[x_i(t) - \overline{x(t)}\right]dt \tag{8.11}$$

Enfin, il est possible de reconstruire une estimation du jeu de fonctions modélisées initialement $x(t)$ à partir de l'équation 8.11, en additionnant sa moyenne $\overline{x(t)}$ aux contributions individuelles (les scores ρ_{ij}) de chaque fonction propre ξ_j :

$$x_i(t) = \overline{x(t)} + \int \rho_{ij}\xi_j dt \tag{8.12}$$

Application FPCA Avec la méthodologie FDA, nous avions précédemment modélisé 16 courbes (8×2 paires de courbes rond/décharné) pour chacun des trois descripteurs fonctionnels étudiés : VELbow(t), RMS(t) et TRIratio(t). Si nous appliquons la FPCA directement sur les 16 courbes fonctionnelles d'un descripteur, seuls les modes de variations intrinsèques à ce descripteur seront capturés. Or ce qui nous intéresse ici est d'observer comment le jeu de courbes du descripteur gestuel VELbow(t) covarie avec un jeu de courbes de descripteur acoustique RMS(t) ou TRIratio(t). Il est possible de réaliser cela à l'aide d'une FPCA *bivariée*, prenant en compte non pas un mais deux jeux de courbes - gestuel et acoustique - simultanément. Comme nous avons deux variables acoustiques à corréler à la variable gestuelle de vitesse d'archet, cela se traduit par la mise en oeuvre de deux FPCAs distinctes :

1. FPCA entre les jeux de courbes VELbow(t) et RMS(t), résultant en l'extraction de m composantes principales bivariées du type $\xi_m = (\xi_m^{VELbow}, \xi_m^{RMS})$. Ces composantes ξ_m désignent les m-variations des vitesses d'archet ξ_m^{VELbow}, relativement aux m-variations des enveloppes temporelles ξ_m^{RMS} des sons associés.
2. FPCA entre les jeux de courbes VELbow(t) et TRIratio(t), résultant en l'extraction de m composantes principales bivariées du type $\eta_m = (\eta_m^{VELbow}, \eta_m^{TRIratio})$. Ces composantes η_m désignent les m-variations des vitesses d'archet η_m^{VELbow}, relativement aux m-variations des transferts d'énergie spectrale hautes fréquences $\eta_m^{TRIratio}$ des sons associés.

8.1.5.3 Résultats

Sur la FPCA {*VELbow(t), RMS(t)*} Les résultats de la première FPCA entre les jeux de courbes VELbow(t) et RMS(t) sont présentés figure 8.5. Nous n'affichons ici que l'effet des $m = 2$ premières composantes bivariées ξ_m, car elles expliquent à elles seules plus de 90% de la variance fonctionnelle entre les deux jeux de courbes. Chacune de ces deux composantes principales bivariées (ξ_1 et ξ_2) porte une

information de covariation différente entre les jeux de courbes fonctionnels de geste VELbow(t) et de son RMS(t), expliquant respectivement 72% et 21% des variations totales.

Dans les graphes tracés figure 8.5(a,b), on représente les effets de ces deux composantes comme des déformations de la moyenne de chacun des jeux de courbes $\overline{VELbow(t)}$ et $\overline{RMS(t)}$, selon qu'on les additionne (fonction $++$) ou qu'on les soustrait (fonction $--$) : $\overline{VELbow(t)} \pm \xi_m^{VELbow}(t)$ et $\overline{RMS(t)} \pm \xi_m^{RMS}(t)$. Les déformations induites par la première composante ξ_1 mettent en évidence une covariation positive entre les amplitudes des deux moyennes fonctionnelles, c'est-à-dire qu'une augmentation de la vitesse d'archet est corrélée à une montée de l'énergie dans l'enveloppe temporelle. Les déformations induites par la deuxième composante ξ_2 révèlent une covariation entre une accélération de l'archet et une montée de l'énergie dans l'enveloppe temporelle.

Ces covariations fonctionnelles sont représentées de façon synthétique pour chaque composante bivariée (ξ_1 et ξ_2) dans les diagrammes polaires des figures 8.5(c1,c2). On y trace d'abord point par point l'évolution au cours du temps des moyennes fonctionnelles des deux jeux de courbes $(\overline{VELbow(t)}, \overline{RMS(t)})$. Puis l'influence de chaque composante principale est tracée à partir des points moyens du plan comme un vecteur pointant dans la direction de la covariation, et de coordonnées $(\overline{VELbow(t)} + \xi_m^{VELbow}(t), \overline{RMS(t)} + \xi_m^{RMS}(t))$.

Sur la FPCA {*VELbow(t), TRIratio(t)*} Les résultats de la seconde FPCA entre les jeux de courbes VELbow(t) et TRIratio(t) sont présentés figure 8.6. Nous n'affichons ici que l'effet des $m = 2$ premières composantes bivariées η_m, car elles expliquent à elles seules plus de 90% de la variance fonctionnelle entre les deux jeux de courbes. Chacune de ces deux composantes principales bivariées (η_1 et η_2) porte une information de covariation différente entre les jeux de courbes fonctionnels de geste VELbow(t) et de son TRIratio(t), expliquant respectivement 71% et 20% des variations totales.

Dans les graphes tracés figure 8.6(a,b), on représente les effets de ces deux composantes comme des déformations de la moyenne de chacun des jeux de courbes $\overline{VELbow(t)}$ et $\overline{TRIratio(t)}$, selon qu'on les additionne (fonction $++$) ou qu'on les soustrait (fonction $--$) : $\overline{VELbow(t)} \pm \eta_m^{VELbow}(t)$ et $\overline{TRIratio(t)} \pm \eta_m^{TRIratio}(t)$. Les déformations induites par la première composante η_1 mettent en évidence une covariation négative entre les amplitudes des deux moyennes fonctionnelles, c'est-à-dire qu'une augmentation de la vitesse d'archet est corrélée à une énergie spectrale plus localisée dans les basses fréquences (il y a moins de transfert d'énergie vers les hautes composantes spectrales). Les déformations induites par la deuxième composante η_2 révèlent une covariation entre une accélération de l'archet et une baisse du transfert d'énergie spectrale vers les hautes fréquences, essentiellement marquée au début des séquences.

Ces covariations fonctionnelles sont représentées de façon synthétique pour chaque composante bivariée (η_1 et η_2) dans les diagrammes polaires des figures 8.6(c1,c2). On y trace d'abord point par point l'évolution au cours du temps des moyennes fonctionnelles des deux jeux de courbes $(\overline{VELbow(t)}, \overline{TRIratio(t)})$. Puis l'influence de chaque composante principale est tracée à partir des points moyens du plan comme un vecteur pointant dans la direction de la covariation, et de coordonnées $(\overline{VELbow(t)} + \eta_m^{VELbow}(t), \overline{TRIratio(t)} + \eta_m^{TRIratio}(t))$.

8.1.5.4 Discussion

Si l'on recoupe les résultats produits par les deux FPCAs, on peut se rendre compte que les variations en vitesse d'archet, capturées par les deux types de composantes principales respectives ξ_m^{VELbow} et η_m^{VELbow}, sont similaires. En effet, leurs contributions majeures, respectivement définies ξ_1^{VELbow} et η_1^{VELbow}, reflètent une augmentation globale des amplitudes de profils de vitesse par rapport à leur moyenne, selon une variance expliquée d'environ 70% dans les deux cas. De manière similaire, leurs contributions mineures, respectivement définies ξ_2^{VELbow} et η_2^{VELbow}, reflètent une distorsion des profils

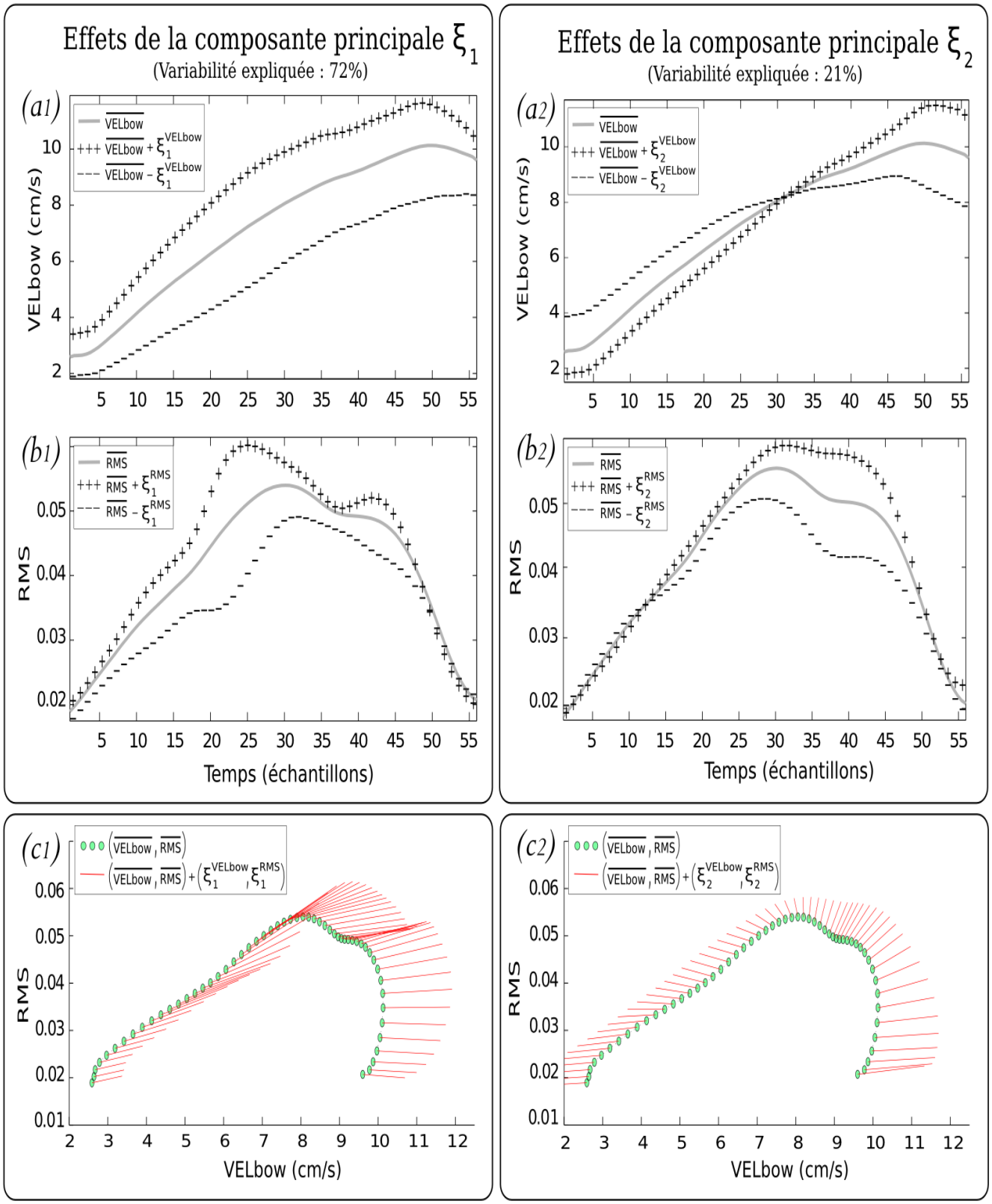


FIGURE 8.5 – ***Gauche)*** Effets résultant de l'ajout ou la suppression de la première composante principale (*eigenfunction I*) bivariée ξ_1 à la fonction moyenne du jeu de courbes ($\mathbf{a_1}$) VELbow(t) et ($\mathbf{b_1}$) RMS(t). ($\mathbf{c_1}$) Effet de l'ajout de la composante principale ξ_1 sur la covariation intrinsèque aux courbes moyennes de geste et son $(\overline{VELbow(t)}, \overline{RMS(t)})$. ***Droite)*** Effets résultant de l'ajout ou la suppression de la deuxième composante principale (*eigenfunction II*) bivariée ξ_2 à la fonction moyenne du jeu de courbes ($\mathbf{a_2}$) VELbow(t) et ($\mathbf{b_2}$) RMS(t). ($\mathbf{c_2}$) Effet de l'ajout de la composante principale ξ_2 sur la covariation intrinsèque aux courbes moyennes de geste et son $(\overline{VELbow(t)}, \overline{RMS(t)})$.

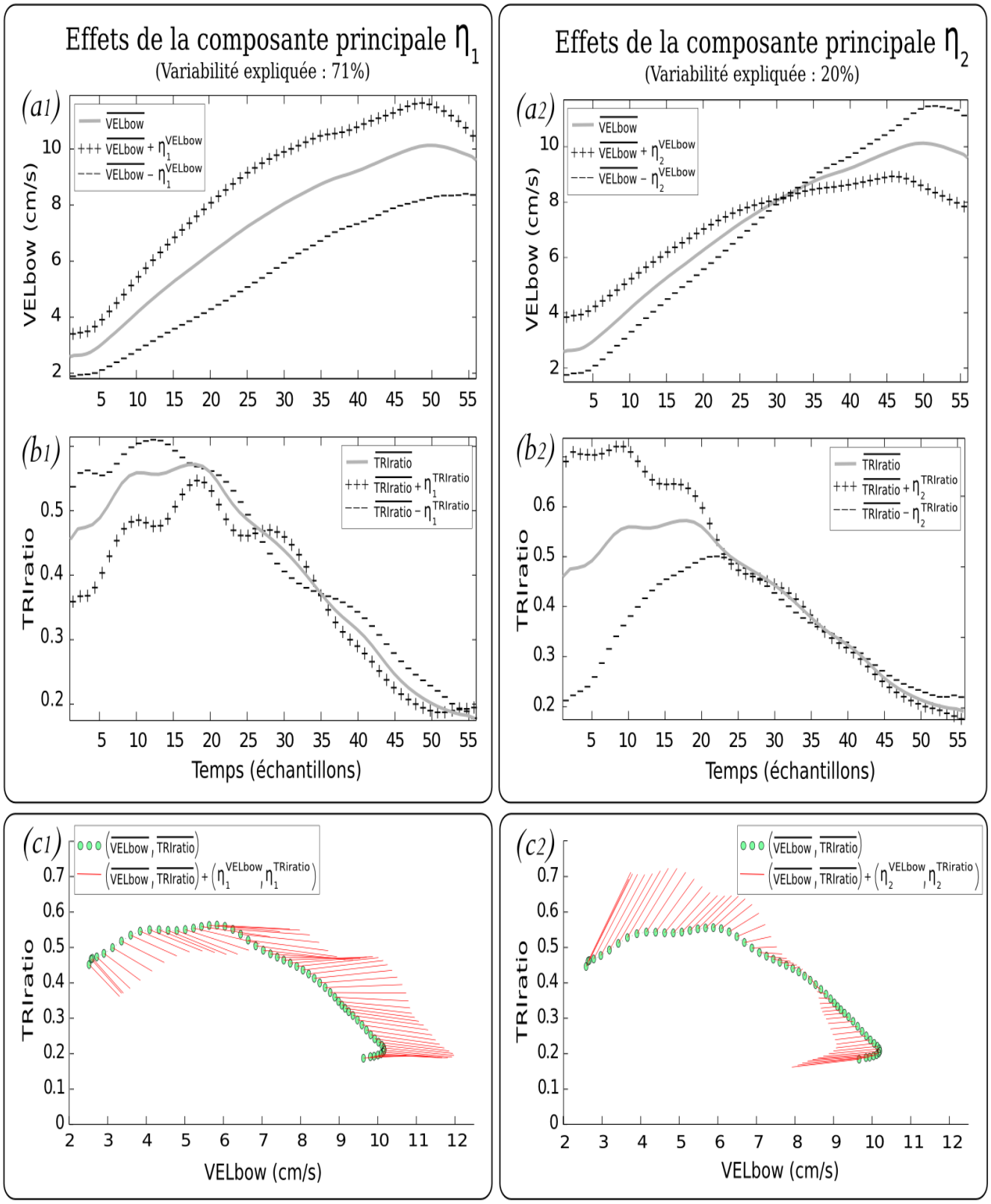


FIGURE 8.6 – ***Gauche)*** Effets résultant de l'ajout ou la suppression de la première composante principale (*eigenfunction I*) bivariée η_1 à la fonction moyenne du jeu de courbes ($\mathbf{a_1}$) VELbow(t) et ($\mathbf{b_1}$) TRIratio(t). ($\mathbf{c_1}$) Effet de l'ajout de la composante principale η_1 sur la covariation intrinsèque aux courbes moyennes de geste et son $\overline{VELbow(t)}, \overline{TRIratio(t)}$. ***Droite)*** Effets résultant de l'ajout ou la suppression de la deuxième composante principale (*eigenfunction II*) bivariée η_2 à la fonction moyenne du jeu de courbes ($\mathbf{a_2}$) VELbow(t) et ($\mathbf{b_2}$) TRIratio(t). ($\mathbf{c_2}$) Effet de l'ajout de la composante principale η_2 sur la covariation intrinsèque aux courbes moyennes de geste et son $(\overline{VELbow(t)}, \overline{TRIratio(t)})$.

de vitesse par rapport à leur moyenne vers le milieu des séquences, selon une variance expliquée d'environ 20% dans les deux cas. Comme nous l'avons vu dans les résultats, cette distorsion peut s'interpréter en terme d'accélération/décélération du geste d'archet moyen. Les déformations communes induites par les composantes principales ξ_m^{VELbow} et η_m^{VELbow} sur le profil de vitesse moyen, permettent ainsi d'obtenir un levier entre les deux analyses, et d'interpréter les effets sur les variables fonctionnelles acoustiques RMS(t) et TRIratio(t) de manière conjointe. Désormais, nous effectuons donc cette interprétation transversalement aux variables en considérant successivement les deux couples de composantes (ξ_m, η_m), avec $m \in [1, 2]$ pour chaque mode de covariation, majeur $(m = 1)$ et mineur $(m = 2)$.

Le mode de covariation majeur (ξ_1, η_1) transverse aux variables, nous révèle qu'une augmentation de l'amplitude des profils de vitesse d'archet (figures 8.5(a1),8.6(a1)) se traduit simultanément par une montée plus rapide de l'énergie dans l'enveloppe temporelle du son (figure 8.5(b1)) et une baisse de l'énergie dans les hautes fréquences du spectre (figure 8.6(b1)), particulièrement au début du son. Cette combinaison de tendances se visualise bien en associant les diagrammes polaires des figures 8.5(c1) et figure 8.6(c1). Dans celui de la figure 8.5(c1), on observe une forte corrélation linéaire positive des variables $(\overline{VELbow(t)}, \overline{RMS(t)})$ sur à peu près la moitié du temps. La direction nord-est prise par la composante principale $\xi_1 = (\xi_1^{VELbow}, \xi_1^{RMS})$ sur cette période reflète bien la covariation positive existant intrinsèquement entre les vitesses d'archet et l'énergie de l'enveloppe temporelle. Simultanément, dans le diagramme polaire de la figure 8.6(c1), on observe une corrélation linéaire négative des variables $(\overline{VELbow(t)}, \overline{TRIratio(t)})$ sur à peu près la deuxième moitié du temps. La direction sud-est prise par la composante principale $\eta_1 = (\eta_1^{VELbow}, \eta_1^{TRIratio})$ essentiellement sur la première période reflète bien la covariation négative existant intrinsèquement entre les vitesses d'archet et l'énergie des hautes fréquences du spectre. On retrouve ainsi, au travers du premier mode de covariation fonctionnelle entre les variables de geste et de son, un effet couplé cohérent avec l'analyse CCA effectuée section 8.1.4. Il s'agit là vraiment de la tendance majeure reliant la vitesse d'archet au timbre du son produit.

Le mode de covariation mineur (ξ_2, η_2) transverse aux variables, nous révèle qu'une accélération de l'archet (figures 8.5(a2),8.6(a2)) se traduit simultanément par plus d'énergie dans l'enveloppe temporelle du son (figure 8.5(b2)) et une montée plus progressive de l'énergie dans les hautes fréquences du spectre du son (figure 8.6(b2)). Cette combinaison de tendances se visualise bien en associant les diagrammes polaires des figure 8.5(c2) et figure 8.6(c2). Dans celui de la figure 8.5(c2), on observe une inversion complète (de ouest à est) de la direction prise par la composante principale $\xi_2 = (\xi_2^{VELbow}, \xi_2^{RMS})$ au cours de l'évolution des moyennes fonctionnelles $(\overline{VELbow(t)}, \overline{RMS(t)})$, vers $\overline{VELbow(t)} \approx 8cm/s$. Cela reflète bien la covariation existante intrinsèquement entre les accélérations d'archet et la montée de l'énergie de l'enveloppe temporelle. Simultanément, dans le diagramme polaire de la figure 8.6(c2), on observe le même type d'inversion complète de la direction prise par la composante principale $\eta_2 = (\eta_2^{VELbow}, \eta_2^{TRIratio})$ au cours de l'évolution des moyennes fonctionnelles $(\overline{VELbow(t)}, \overline{TRIratio(t)})$, vers $\overline{VELbow(t)} \approx 8cm/s$. Sauf que cette fois, l'inversion se fait du nord-est au sud-ouest, et cela suggère une covariation entre les décélérations d'archet et une chute plus rapide de l'énergie spectrale haute-fréquence dans le son. Nos avons pu étayer cette hypothèse par une FPCA effectuée entre les vitesses d'archet VELbow(t) et les courbes de centroïde spectral HSC(t). Il s'est effectivement avéré que lorsque l'archet accélère, cela s'accompagne d'une meilleure stabilisation du centroïde spectral, donc que les composantes spectrales hautes fréquences vivent plus longtemps. Ce deuxième résultat issu de l'interprétation du mode de variation mineur de l'analyse fonctionnelle semble cohérent avec la physique de l'instrument, puisqu'une façon d'entretenir le timbre et la richesse du son est d'accélérer l'archet. Néanmoins ce n'est pas la seule et il faudrait mener le même type de FPCAs avec les profils de force de l'archet pour complètement valider ces hypothèses.

Enfin, l'étude de ces deux modes de covariation permettent de mieux comprendre l'impact engendré par la contrainte posturale sur la relation geste-son au cours du temps de la note Mi3. Tout d'abord,

le mode de covariation majeur (ξ_1, η_1) a remis en évidence la relation geste-son familière se produisant lorsque la posture des violoncellistes est contrainte : une baisse de la vitesse d'archet (courbe −− des figures 8.5(a1) et 8.6(a1)) combinée au décharnement du timbre instrumental, s'exprimant par une montée plus lente de l'énergie de l'enveloppe temporelle (courbe −− de la figure 8.5(b1)) et un transfert de l'énergie spectrale dans les hautes fréquences plus important, surtout au début du son (courbe −− de la figure 8.6(b1)). Ensuite, la nouveauté engendrée par la contrainte posturale vient du mode de covariation mineur (ξ_2, η_2). Effectivement, la composante ξ_2 associe la baisse d'énergie de l'enveloppe temporelle (courbe −− de la figure 8.5(b2)) à une décélération de l'archet (courbe −− de la figure 8.5(a2)). Or l'autre composante η_2 associe cette décélération de l'archet (courbe ++ de la figure 8.6(a2)) à une extinction plus rapide des composantes hautes fréquences du spectre (courbe ++ de la figure 8.6(b2)). Si l'on regroupe les effets des deux modes de covariation fonctionnels pour la note étudiée, on peut estimer que la contrainte posturale induit sur le geste une diminution de vitesse globale et une décélération de l'archet. Ces effets se répercutent sur le son par une enveloppe temporelle d'énergie plus faible, mais aussi un contenu fréquentiel haute fréquence plus riche et cependant plus éphémère.

Une investigation plus approfondie de ces relations fonctionnelles entre geste et son pourrait consister à identifier le type de mouvement postural nécessaire à la préservation du couplage optimal entre les caractéristiques cinématiques de l'archet et spectro-temporelles du son.

8.2 Etude du contrôle moteur associé au décharnement

Nous avons montré que la contrainte posturale complète (par le buste et la tête) pouvait induire une modification dans l'encodage de certains gestes instrumentaux précis et difficiles à exécuter d'ordinaire. Cela s'est notamment traduit dans notre contexte d'étude par un ralentissement du geste d'archet et une détérioration ou décharnement du timbre du son produit. Dans cette section, nous souhaitons d'une certaine manière boucler la boucle en remontant le long des articulations du bras droit tenant l'archet, pour estimer d'éventuelles perturbations du contrôle moteur à l'origine de la dégradation archet-son. Cette approche est susceptible de révéler certaines règles de coordination spécifiques entre les déplacements du tronc du violoncelliste et son geste de bras d'archet, sans lesquels il n'est pas possible de créer un son bien timbré et donc de bonne qualité. Un autre aspect intéressant concerne les mécanismes de compensation adoptés par les violoncellistes pour pallier aux problèmes de coordination motrice posés par les contraintes posturales. Nous essayons ici de creuser ces différents éléments en procédant à des analyses de mouvement sur le corpus de huit paires de sons rond/décharné, puis par un examen plus large sur la même note Mi3, au travers de tous les violoncellistes et conditions posturales de la base de données.

8.2.1 Déplacements spatiaux absolus

8.2.1.1 Descripteur de quantité de mouvement (QoM)

Une bonne manière de visualiser la façon dont le mouvement se répartit dans le corps de l'instrumentiste, peut consister à calculer la "quantité de mouvement" (ou QoM pour *Quantity Of Movement*) associée à chacune de ses articulations. De nombreuses études utilisent ce descripteur pour une première investigation des données brutes recueillies par un système de capture du mouvement humain [Thompson 2012, Burger 2013a, Visi 2014]. La QoM d'une articulation représente sa distance totale parcourue et se calcule comme une somme cumulée de tous ses déplacements inter-échantillons, c'est-à-dire des normes de chaque vecteur déplacement :

$$QoM = \sum_{i=2}^{N} ||\vec{u}_{i-1}^{i}|| \tag{8.13}$$

où $\vec{u}_{i-1}^{i}$ représente le vecteur déplacement tridimensionnel d'une articulation entre les échantillons $i-1$ et i. N est ici le nombre d'échantillons correspondant à la durée d'une note Mi3.

Dans notre contexte, nous nous intéressons plus particulièrement au contrôle moteur du tronc du violoncelliste et de son bras droit tenant l'archet. Les QoMs sont ainsi calculées sur 4 marqueurs du tronc (*root, midtorso, neck, head*), 4 marqueurs du bras droit (*rshoulder, relbow, rwrist, rfin*) et 2 marqueurs d'archet (*talon,pointe*), soit 10 marqueurs en tout.

8.2.1.2 QoM sur le corpus réduit du décharnement

Les "quantités de mouvement" associées aux 10 articulations sélectionnées sont d'abord calculées sur le corpus de huit paires de sons rond/décharné. On obtient alors deux échantillons de 8×10 valeurs de QoM (une par paire et par marqueur) : Le premier échantillon est lié à la situation normale et le second à la situation contrainte dans laquelle ont été collectés les sons décharnés. Deux analyses ont été conduites pour estimer dans ce contexte l'influence de la condition posturale sur la "quantité de mouvement", d'abord de l'ensemble des marqueurs, puis plus finement de chaque marqueur.

Effets sur la QoM d'ensemble L'analyse des effets de la condition posturale sur la QoM de l'ensemble des marqueurs peut être obtenue par un simple t-test apparié de Student entre les deux échantillons normal et contraint. Précisons que ces échantillons sont quasi indépendants, car les huit paires proviennent de sept violoncellistes différents avec pas plus d'une répétition pour un violoncelliste. Les résultats de ce t-test sont clairs ($t(7) = 2.43^{*}$) et permettent de rejeter l'hypothèse nulle (H0) selon laquelle les moyennes entre les deux échantillons seraient les mêmes. Pour avoir plus d'informations sur leur différence, nous visualisons les deux distributions figure 8.7 sous forme de *boxplots*. Il en ressort une nette tendance selon laquelle la "quantité de mouvement" de l'ensemble des marqueurs investigués est plus faible en situation contrainte que normale. Ce résultat était prévisible, et on pouvait en effet s'attendre à ce que la limitation des déplacements particuliers du buste et de la tête entravent la cinématique globale du bras droit tenant l'archet.

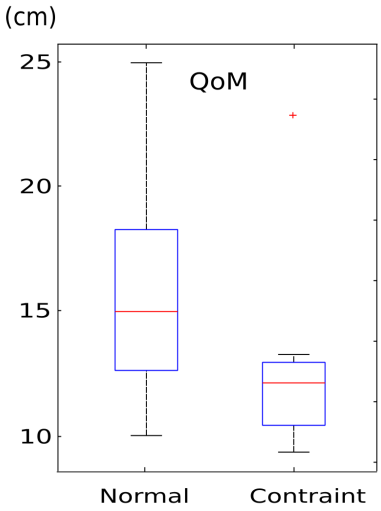


FIGURE 8.7 – Comparaison des valeurs du descripteur de "quantité de mouvement" (QoM) pour l'ensemble des marqueurs du tronc, du bras droit et de l'archet, entre les deux échantillons de sons ronds et décharnés. On affiche la distribution de ces valeurs dans un *boxplot* par échantillon.

Effets sur la QoM par marqueur Afin d'explorer plus en détail l'effet des deux conditions posturales extrêmes sur les "quantités de mouvement" de chaque articulation, nous effectuons une ANOVA par mesures répétées sur le plan des 8 paires de son rond/décharné du corpus. Cette analyse est en réalité une MANOVA à 10 variables dépendantes (les QoMs des 10 marqueurs sélectionnés) examinées sous deux modalités de condition posturale (naturelle et immobilisation buste-tête). Précisons que comme pour le t-test de Student précédent, les deux échantillons de variables sont quasi indépendants, car les huit paires proviennent de sept violoncellistes différents avec pas plus d'une répétition pour un violoncelliste. La MANOVA permet dans un premier temps de savoir si les deux groupes de 10 QoMs peuvent être significativement distingués entre les deux conditions posturales. Mais grâce aux tests post-hoc effectués ensuite, on peut aussi obtenir l'information des marqueurs présentant réellement des différences.

La MANOVA nous révèle un effet significatif du facteur de condition posturale ($F(9, 63) = 2.05^{*}$) sur les "quantités de mouvement" des 10 marqueurs. Dans la figure 8.8, on détaille l'effet des conditions posturales sur chaque marqueur. Ce graphique permet de se rendre compte que tous les marqueurs à l'exception de *root* sont impactés par la contrainte posturale, puisque leurs QoMs baissent de la situation de jeu naturelle à contrainte. Néanmoins, les tests post-hoc LSD révèlent que seuls les mouvements des marqueurs les plus mobiles, à savoir *relbow, rwrist, rfin, talon* et *pointe*, sont significativement impactés par la contrainte posturale. Cette analyse met donc en évidence un lien intrinsèque entre le phénomène de décharnement acoustique perçu sur une note (Mi3), et la réduction de la "quantité de mouvement" des articulations corporelles, notamment les plus distales au bras droit tenant l'archet. Cela paraît cohérent avec la baisse significative de la vitesse d'archet observée section 8.1.2.4 dans ce contexte.

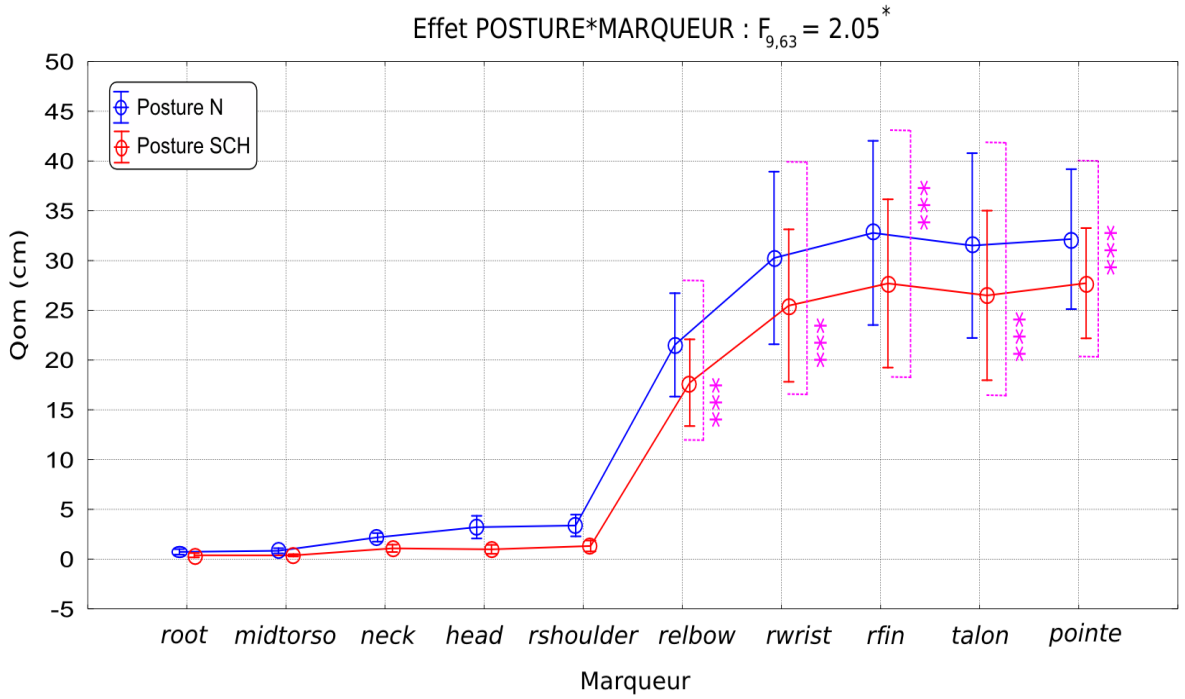


FIGURE 8.8 – Résultats de MANOVA à 10 variables, représentant les "quantités de mouvement" des 10 marqueurs, examinées dans les deux conditions posturales extrêmes (la situation naturelle N et contrainte buste et tête SCH) des 8 paires de son du corpus rond/décharné.

8.2.1.3 QoM sur le corpus de la base de données

Il serait maintenant intéressant de savoir si cette tendance de réduction de la "quantité de mouvement" des marqueurs du tronc et du bras d'archet dans un contexte de décharnement, peut se généraliser à l'ensemble des violoncellistes et conditions posturales de la base de données, et selon quelle proportion.

Méthodologie On cherche ainsi à déterminer si les QoMs des 10 marqueurs sont significativement altérées par le facteur de condition posturale pour les 7 musiciens sur la durée de la note Mi3. Pour cela, on utilise la même technique de MANOVA à 10 variables que précédemment (les QoMs de marqueurs), mais avec cette fois-ci un facteur posture à quatre modalités correspondant aux quatre situations posturales de l'expérience. Les valeurs de QoM sont moyennées avant analyse sur les trois répétitions des deux modes de jeu (*détaché/legato*) du même violoncelliste pour une condition posturale donnée. L'analyse MANOVA est effectuée par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes.

Résultats Par rapport à l'analyse précédente, la MANOVA nous révèle un effet davantage significatif du facteur de condition posturale ($F(27, 162) = 2.30^{***}$) sur les "quantités de mouvement" des 10 marqueurs. Dans la figure 8.9, on détaille l'effet des conditions posturales sur chaque marqueur. Ce graphique permet de se rendre compte que la "quantité de mouvement" de l'ensemble des marqueurs baisse régulièrement lorsque la contrainte posturale augmente. Tous violoncellistes confondus, les QoMs des marqueurs les plus distaux du bras droit tenant l'archet (*relbow, rwrist, rfin, talon, pointe*) diminuent en moyenne de 5 cm entre la situation naturelle (N) et la contrainte d'immobilisation physique complète par le buste et la tête (SCH). Les tests post-hoc LSD permettent de comprendre avec plus de finesse comment les QoMs de chaque marqueur diminuent au fur et à mesure que la contrainte posturale se renforce. Tout d'abord, la première contrainte d'immobilisation mentale (SM) engendre des QoMs significativement plus faibles qu'en situation de jeu normale uniquement pour les 5 marqueurs les plus distaux définis précédemment. Ensuite, la deuxième contrainte d'immobilisation physique par le buste seul (SC) réduit significativement la QoM du marqueur d'épaule (*rshoulder*) en plus de celles des 5 marqueurs précédents. Enfin, la troisième contrainte d'immobilisation physique par le buste et la tête (SCH) réduit significativement la QoM du marqueur de tête (*head*) en plus de celles des 6 marqueurs précédents.

Discussion On constate ainsi qu'à chaque nouvelle contrainte posturale est associée la perte d'un degré de liberté articulaire. L'activité motrice naturelle du bras d'archet du violoncelliste se désorganise progressivement sous l'effet du renforcement des contraintes posturales. Une coordination motrice optimale résulterait de la bonne intégration des degrés de liberté articulaires en une seule action unifiée et fonctionnelle (cf section 2.8.4). Ici, les contraintes posturales altèrent significativement l'organisation du mouvement du bras d'archet, jusqu'à atteindre une sorte de seuil en-deçà duquel les sons décharnés sont susceptibles d'apparaître (cf l'analyse MANOVA du paragraphe précédent). On peut en déduire que la posture du violoncelliste jouerait donc un rôle important pour garantir une bonne coordination de son geste instrumental et indirectement la production d'un timbre sonore de bonne qualité.

8.2.2 Déplacements spatiaux relatifs

Les "quantités de mouvement" articulaires du bras d'archet en fonction des contraintes posturales sont un premier révélateur de l'altération progressive de la coordination motrice à l'origine de la production du son et de la qualité du timbre. Cependant, les QoMs ne peuvent décrire le mouvement qu'à un niveau global, et dans cette section, nous souhaitons investiguer plus en détail la façon dont les contraintes affectent les déplacements relatifs des articulations (c'est-à-dire les unes par rapport aux autres), et notamment celles du tronc relativement au bras droit tenant l'archet. Il s'agit donc d'étudier les propriétés

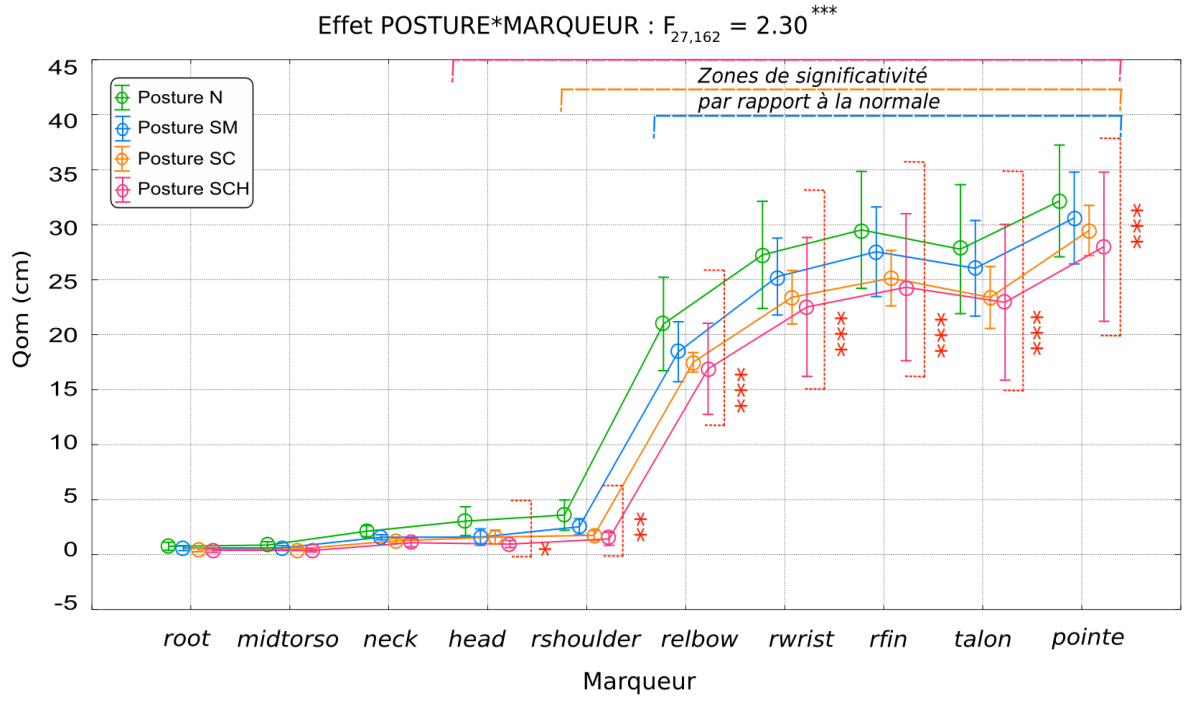


FIGURE 8.9 – Résultats de MANOVA à 10 variables, représentant les "quantités de mouvement" des 10 marqueurs, moyennées sur les trois répétitions des deux modes de jeu (*détaché/legato*) de chaque violoncelliste. Cette MANOVA effectuée à un facteur (la condition posturale) et par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes. Les lignes horizontales décrivent les zones de significativité de chaque contrainte posturale par rapport à la situation normale, et donc la perte progressive des degrés de liberté articulaires dans le contrôle moteur du bras d'archet.

intrinsèques de la chaîne corporelle du violoncelliste et les changements de contrôle moteur susceptibles d'altérer la coordination naturelle, au point parfois d'aboutir à un décharnement du son.

8.2.2.1 Extraction de mouvements principaux

Méthodologie Afin d'extraire des motifs (*patterns*) de contrôle moteur caractéristiques des déplacements articulaires relatifs, on effectue une analyse PCA (*Principal Component Analysis*) sur les données de mouvement des marqueurs dans les trois dimensions de l'espace. La méthodologie de la PCA a déjà été expliquée section 8.1.5.2 dans le but de mieux comprendre les covariations temporelles entre la vitesse d'archet et les descripteurs du décharnement acoustique (FPCA). Ici nous utilisons la PCA dans un contexte plus classique, consistant à réduire les données brutes de mouvement des marqueurs au sein d'un espace exprimant au mieux leurs variations intrinsèques. Cette technique de réduction PCA ramène la complexité du mouvement brut à une somme de composantes élémentaires et indépendantes plus simples à interpréter. On recherche donc une nouvelle base de décomposition du mouvement susceptible de faire émerger les structures cachées dans sa dynamique au cours du temps. Comme la PCA repose sur un problème dit *aux valeurs propres*, certaines études similaires désignent les axes de cette nouvelle base (les *facteurs* de la PCA) comme des mouvements propres ou principaux (*eigenmovements*) [Toiviainen 2010, Burger 2012]. Un mouvement principal correspond donc à un vecteur propre (facteur) de la PCA, c'est-à-dire un vecteur de coefficients pondérant chaque marqueur dans l'explication d'une partie des variations du mouvement total. La composante principale associée à un mouvement principal

est construite par projection des données initiales (les variables centrées-réduites de mouvement des marqueurs) sur l'axe correspondant dans le nouvel espace. Mathématiquement, c'est une nouvelle variable obtenue par combinaison linéaire des variables initiales avec les coefficients du facteur de mouvement principal.

Application Dans notre étude, les coefficients d'un mouvement principal (sans unités) sont les informations quantitatives sur lesquelles on s'appuie pour interpréter les différences de mouvement relatives des marqueurs entre les conditions posturales. Pour une note Mi3 donnée, on effectue ainsi une PCA sur les données tridimensionnelles des marqueurs de la séquence de mouvement correspondante. On se focalise sur le même groupe de 10 marqueurs que lors de l'étude des QoMs, mais en gardant cette fois-ci l'information de coordonnée (X,Y,Z), ce qui donne une table de données initiales à 30 (10×3) colonnes et N lignes d'échantillons sur la durée de la note. La PCA produit plusieurs mouvements principaux, sous la forme de vecteurs propres contenant chacun 30 coefficients (un par coordonnée de marqueur), et quantifiant les déplacements relatifs de chaque marqueur dans les trois directions de l'espace. Le pattern caractéristique d'un mouvement principal est donné par l'évolution de sa composante principale au cours du temps, qui s'obtient simplement par projection de la table de données initiales sur l'axe ou vecteur de 30 coefficients dont il est formé. L'importance de ce pattern pour l'explication de la variance intrinsèque aux données de marqueurs initiales est quantifiable à l'aide de la valeur propre correspondante retournée par l'analyse.

8.2.2.2 PCA sur le corpus réduit du décharnement

Nous travaillons dans un premier temps sur l'extraction des mouvements principaux associés au corpus de sons ronds/décharnés. Dans ce contexte, nous cherchons à savoir si les variations de déplacements relatifs des marqueurs entre les situations normale et contrainte totale, sont susceptibles de nous apporter plus de précisions sur l'altération du mouvement du bras d'archet en amont du phénomène de décharnement acoustique.

Méthodologie La méthodologie d'analyse par PCA est donc appliquée sur les tables [$N \times 30$] des mouvements de marqueurs pour chaque note Mi3 des huit paires de sons rond/décharné. On a constaté que pour une majorité de ces analyses PCA, la variance totale du mouvement intrinsèque aux 10 marqueurs pouvait être expliquée à plus de 90 % par une seule composante : le premier mouvement principal. Nous avons donc concentré notre interprétation sur cette première composante, et analysé son vecteur de 30 coefficients en terme de répartition du mouvement des marqueurs dans les trois directions médiolatérale (X), antéropostérieure (Y) et verticale (Z).

A partir des 16 vecteurs de mouvement principal obtenus pour chacun des sons du corpus, nous souhaitons savoir s'il est possible de significativement différencier les mouvements relatifs (quantifiés par 30 coefficients) du jeu de 8 sons ronds (situation de jeu normale) de ceux du jeu de 8 sons décharnés (situation d'immobilisation posturale complète), dans chaque direction de l'espace. Pour cela, on met en oeuvre une MANOVA à 30 variables dépendantes, correspondantes aux 30 coefficients du premier mouvement propre extrait des 10 marqueurs pour chaque note, et examinées selon deux facteurs : La posture à deux modalités (N/SCH) et la coordonnée spatiale à trois modalités (X,Y,Z). Comme pour l'analyse des QoMs, cette MANOVA est effectuée par mesures répétées sur le plan des 8 paires de son rond/décharné du corpus.

Résultats La MANOVA nous révèle un effet significatif du croisement des facteurs [Posture/Coordonnée] ($F(18, 126) = 4.12^{***}$) sur les mouvements relatifs des 10 marqueurs. Dans la figure

8.10, on détaille l'effet croisé des conditions posturales et coordonnées spatiales sur le mouvement relatif de chaque marqueur au travers des 8 paires de sons. Tout d'abord, selon la direction médiolatérale (X), la contrainte posturale ne produit quasi aucune différence par rapport à la normale entre les mouvements relatifs du tronc et du bras droit. En revanche, selon la direction antéropostérieure (Y), des différences subtiles apparaissent autour de l'articulation du coude. En effet, on constate que les proportions de mouvement relatif de certains marqueurs liés au tronc (*head, rshoulder*) et du bras d'archet (*relbow, rwrist, rfin, talon*) semblent s'inverser autour du coude en fonction de la contrainte posturale, un peu comme si cette articulation jouait le rôle de pivot pour les déplacements avant/arrière. Enfin, les différences les plus fortes apparaissent selon la direction verticale (Z), avec des déplacements relatifs des mêmes marqueurs du bras d'archet (*relbow, rwrist, rfin, talon*) significativement plus élevés en situation de jeu normale que contrainte.

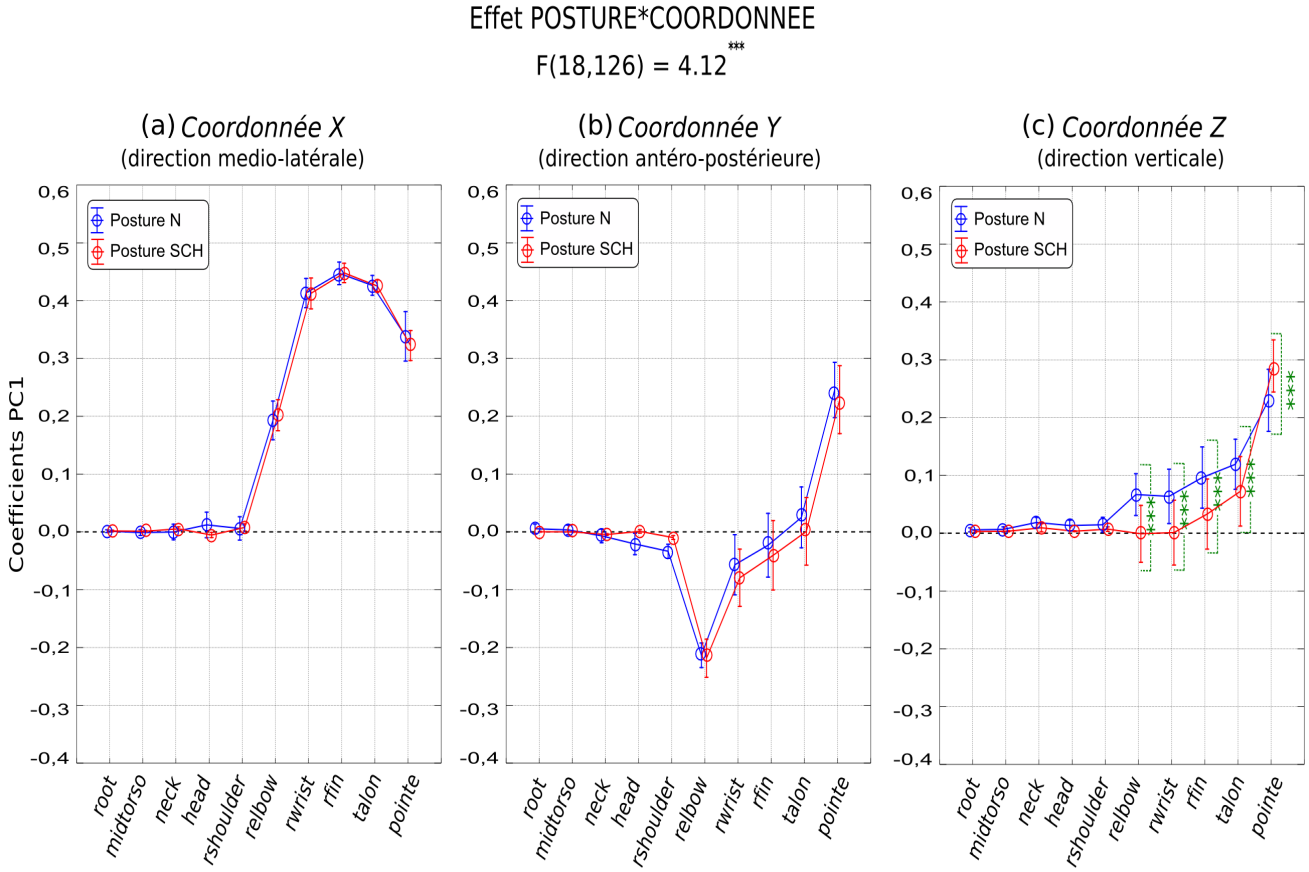


FIGURE 8.10 – Résultats de MANOVA à 30 variables (les déplacements relatifs de marqueurs), et deux facteurs (la posture et la coordonnée spatiale) effectuée par mesures répétées sur les 8 paires du corpus de sons rond/décharné. Sur le temps de la note Mi3, les variables de la MANOVA sont les 30 coefficients du premier mouvement propre (PC1) extrait des 10 marqueurs de tronc et bras droit dans les trois directions de l'espace : **(a)** Dimension medio-latérale (X), **(b)** Dimension antéro-postérieure (Y), **(c)** Dimension verticale (Z).

Discussion Ces résultats révèlent essentiellement deux phénomènes intéressants. Tout d'abord, s'agissant des déplacements verticaux selon Z (figure 8.10(c)), nous constatons que le bras d'archet a besoin

de s'élever de manière importante, afin de timbrer correctement la note Mi3. Une insuffisance d'élévation latérale (on parle aussi d'*abduction*) du bras se traduirait dans notre contexte par un son potentiellement plus décharné.

Ensuite, on peut noter que les déplacements antéropostérieurs selon Y (figure 8.10(b)), quoique non significativement discriminants des deux conditions posturales, peuvent aussi contribuer à la production d'un son rond de bonne qualité. En effet, les mouvements relatifs de tous les marqueurs suivant le coude (*rwrist, rfin, talon, pointe*) semblent en moyenne se diriger plus vers l'avant qu'en situation contrainte, alors que c'est l'inverse qui se produit avec ceux précédant le coude (*head, rshoulder*), en moyenne plus vers l'arrière qu'en situation contrainte. Ce constat est intéressant, car il traduit le fait que même si le coude a reculé de la même façon dans les deux situations de jeu, la chaîne corporelle motrice s'est globalement comportée différemment. Dans la situation normale, on perçoit une forme d'équilibre dynamique instaurée entre d'un côté les éléments liés au tronc (tête, épaule) projetés vers l'arrière, et de l'autre les éléments liés au bras (poignet, main, archet) projetés vers l'avant. La situation de contrainte posturale a pour effet de casser cet équilibre dynamique en entravant la mobilité de la tête et de l'épaule. Cela se répercute directement sur le déploiement du bras qui reste plus en retrait et perd donc de l'amplitude de mouvement vers l'avant. La projection du bras vers l'avant (on parle aussi d'*antépulsion*) serait donc également un facteur important de production d'un son bien timbré.

Pour aller un peu plus loin dans le fonctionnement de la chaîne motrice qui, de la posture à l'archet, aboutit au son typé rond ou décharné, on pressent l'intérêt d'explorer les angles des articulations du bras, et notamment les différences de comportement sous contrainte posturale de l'épaule ou du coude dans la dynamique de projection. Ce travail fera l'objet de la section 8.2.3.

8.2.2.3 PCA sur le corpus de la base de données

Nous nous intéressons maintenant à l'étude des déplacements relatifs de ces mêmes marqueurs, mais dans le contexte du corpus global de la base de données, composé des sept violoncellistes et des quatre conditions posturales. L'intérêt est de mieux comprendre globalement chez les musiciens le comportement du bras droit tenant l'archet, en réaction aux différents types de contraintes posturales. Nous sommes conscients que chaque violoncelliste a sa "patte" musicale, c'est-à-dire sa propre façon de construire le mouvement de son bras lors d'un *tiré* d'archet. Mais comme ils sont tous soumis aux mêmes types de contraintes posturales, nous pouvons peut-être parvenir à extraire quelques invariants structurels de leur geste, et identifier certains mécanismes de compensation communs nécessaires pour éviter le décharnement du son.

Méthodologie Comme précédemment, nous appliquons d'abord la méthodologie PCA aux mouvements tridimensionnels bruts des 10 marqueurs associés à chaque séquence de note Mi3 de la base de données (la première note de la Partie 4). Nous constatons également que pour une majorité de ces analyses PCA, la variance totale du mouvement intrinsèque aux 10 marqueurs peut être expliquée à plus de 90 % par la première composante de mouvement principal, et nous focalisons donc notre interprétation dessus.

Ensuite, afin de déterminer si les déplacements relatifs des 10 marqueurs dans les trois dimensions spatiales sont significativement altérés par le facteur de condition posturale sur la durée de la note Mi3, nous utilisons la technique de MANOVA à 30 variables et deux facteurs, mais avec cette fois-ci un facteur posture à quatre modalités correspondant aux quatre situations posturales de l'expérience. Précisons ici que chaque variable (c'est-à-dire un des 30 coefficients du premier mouvement principal) est moyennée avant analyse sur les trois répétitions des deux modes de jeu (*détaché/legato*) du même violoncelliste pour une condition posturale donnée. L'analyse MANOVA est réalisée par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes.

Résultats Cette MANOVA nous révèle un effet significatif du croisement des facteurs [Posture/Coordonnée] ($F(54, 324) = 2.61^{***}$) sur les mouvements relatifs des 10 marqueurs. Dans la figure 8.11, on détaille l'effet croisé des conditions posturales et coordonnées spatiales sur le mouvement relatif de chaque marqueur au travers des 7 violoncellistes. Contrairement à la même analyse effectuée sur le corpus du décharnement, les effets des contraintes posturales affectent cette fois-ci les déplacements relatifs des marqueurs dans les trois dimensions de l'espace.

Tout d'abord, selon la direction médiolatérale (X), le renforcement des contraintes posturales semble se traduire par un phénomène d'allongement du mouvement de l'avant-bras à l'archet (marqueurs *relbow, rwrist, rfin, talon, pointe*) particulièrement significatif en situation d'immobilisation posturale complète (SCH) par rapport à la normale (N). Ensuite, selon la direction antéropostérieure (Y), on constate que l'ouverture de l'épaule et de la tête (*rshoulder, head*) se réduisent à mesure que la contrainte posturale se renforce. Ce phénomène s'accompagne d'une avancée plus importante du coude (*relbow*) et symétriquement davantage de recul de la pointe de l'archet. Il semble particulièrement significatif en situation d'immobilisation posturale complète (SCH), avec une amplitude relative de déplacement entre le coude et la pointe de l'archet, réduite par rapport à la normale (N). Enfin, selon la direction verticale (Z), il semble se produire une baisse de la hauteur du coude (*relbow*) à mesure que la contrainte posturale se renforce. Ce phénomène s'accompagne d'une montée plus importante de la pointe de l'archet, comme sous l'effet d'une bascule accentuée autour de l'axe sagittal. Il se révèle particulièrement significatif en situation d'immobilisation posturale complète (SCH), pour laquelle l'amplitude de rotation sagittale est la plus importante relativement à la normale.

Discussion Les résultats de cette étude nous révèlent essentiellement trois mécanismes agissant dans la restructuration du mouvement du bras des violoncellistes, à mesure que la contrainte posturale se renforce : un allongement médio-latéral de l'avant-bras vers la droite, une réduction de la projection antéro-postérieure du bras vers l'avant (encore dénommée *antépulsion* du bras), ainsi qu'un accroissement de la rotation externe du bras autour du point de pivot formé par le coude. De manière intéressante, on pourrait dire ici que ces trois phénomènes composent le dessin d'un pattern de compensation commun entre les violoncellistes, en dépit de leurs inévitables disparités inter-individuelles.

Pour expliquer ce pattern de compensation, il faut partir des éléments posturaux qui provoquent le plus de différences entre les situations normales et contraintes. Dans le plan antéro-postérieur (figure 8.11(b)) notamment, on peut remarquer que les déplacements arrière de la tête semblent les plus importants en situation de jeu normale. Ce recul naturel de la tête s'accompagne de celui de l'épaule, qui s'ouvre afin de dérouler le bras sur toute sa longueur vers l'avant (*antépulsion*). Lorsque dans la contrainte posturale physique complète (SCH), la tête se retrouve bloquée par la minerve et le buste par le harnais, cette longueur "sagittale" du bras allant du coude à la pointe de l'archet diminue globalement. Nous supposons que dans ce contexte, le bras a été contraint de rester un peu plus plié que la normale et effectivement, cela semble se confirmer selon la direction verticale (figure 8.11(c)), par un coude placé significativement plus bas que les marqueurs d'avant-bras et d'archet. Si le coude ne peut plus s'élever, il paraît logique que le système formé de l'avant-bras et de l'archet effectue une rotation plus ample autour de l'axe sagittal. Néanmoins, en l'état, ce mouvement est comme bloqué dans un excès de rotation externe (cette rotation rapproche le coude du corps) et ne peut pas tracter l'archet sur une longueur suffisante. Pour contrebalancer cet effet, les violoncellistes parviennent à rajouter de la rotation interne (qui éloigne le coude du corps) en étendant le bras plus loin qu'ils ne le feraient normalement dans la direction latérale droite (figure 8.11(a)).

Il est très intéressant de comparer ce pattern de compensation global avec l'altération du mouvement de bras locale constatée lors de la production des sons décharnés (figure 8.10). En effet, on a vu que pour les sons typés décharnés, la perte de mobilité au niveau de l'épaule fait partir le bras d'archet plus vers

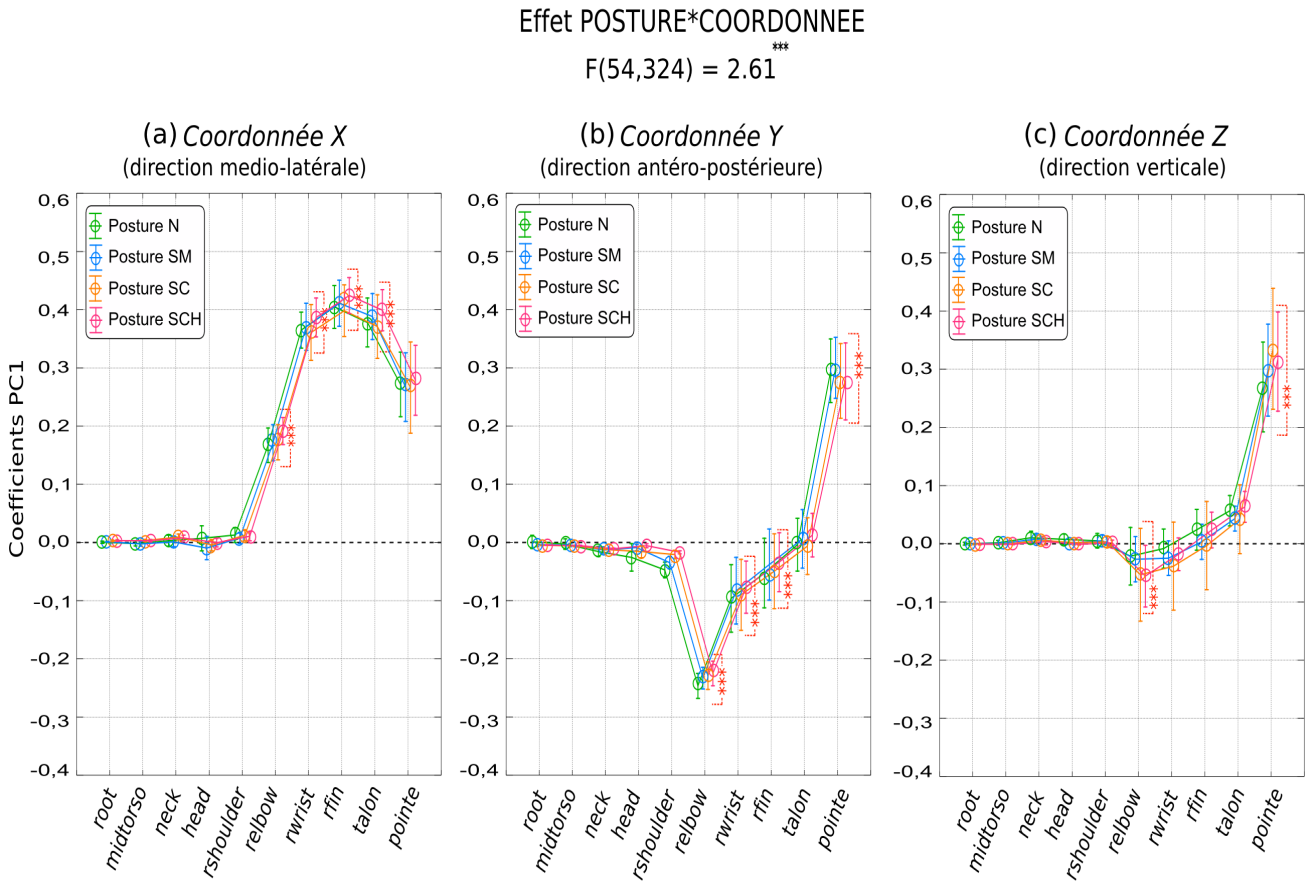


FIGURE 8.11 – Résultats de MANOVA à 30 variables (les déplacements relatifs de marqueurs), et deux facteurs (la posture et la coordonnée spatiale) effectuée par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes. Sur le temps de la note Mi3, les variables de la MANOVA sont les 30 coefficients moyennés (voir texte) du premier mouvement propre (PC1) extrait des 10 marqueurs de tronc et bras droit dans les trois directions de l'espace : **(a)** Dimension medio-latérale (X), **(b)** Dimension antéro-postérieure (Y), **(c)** Dimension verticale (Z).

l'arrière et le bas. Dans ce contexte, le geste instrumental est donc beaucoup plus fermé par rapport à la manière dont les violoncellistes sont globalement capables de compenser la contrainte d'immobilisation posturale complète. Nous pouvons en déduire que pour éviter un décharnement du son dans cette situation, il serait potentiellement nécessaire de réduire l'excès de rotation externe, c'est-à-dire éloigner le coude du corps, en cherchant davantage l'extension du bras par une plus grande allonge latérale.

8.2.3 Déplacements angulaires

L'analyse des déplacements relatifs des marqueurs du tronc et du bras d'archet a mis en évidence une composante de mouvement principale, susceptible de mieux expliquer comment les violoncellistes s'y prennent pour essayer de compenser leur geste sous la contrainte d'immobilisation posturale par le buste et la tête. Certains défauts de compensation du bras induiraient justement la production d'un plus grand nombre de sons décharnés. Pour étayer ces résultats, nous effectuons maintenant une analyse plus fine de la dynamique du bras d'archet à l'aide d'angles corporels et articulaires correctement choisis.

8.2.3.1 Définition des angles corporels

Le choix des angles les plus pertinents pour décrire la dynamique du bras lors du mouvement de *tiré* de l'archet, résulte des caractéristiques révélées par sa composante principale. Comme dans la direction antéro-postérieure notamment, on s'est aperçu que la tête partait naturellement vers l'arrière, l'angle que forme la tête avec le buste s'avère être un bon candidat. Toujours dans la même direction, l'ouverture de l'épaule vers l'arrière semble aussi indispensable pour assurer une bonne construction du geste de bras. Cela incite à mesurer un angle de torsion du buste, c'est-à-dire l'angle entre l'axe des épaules et celui des hanches. Enfin, nous collectons également les données d'angle inter-segments formés par la chaîne des articulations du bras : Épaule, coude et poignet.

Au final, cinq angles d'étude sont ainsi définis (figure 8.12) :

1. ***torsionchest*** : Angle de torsion de la partie supérieure du buste, pris entre le segment des deux marqueurs d'épaule (*rshoulder/lshoulder*) et le segment des deux marqueurs de hanches (*rhip/lhip*).
2. ***hneck*** : Angle de nuque, pris entre les segments de la tête et de la partie supérieure du buste.
3. ***rshoulder*** : Angle de l'épaule, pris entre les segments de l'épaule droite et de la partie supérieure du bras droit (qu'on appellera arrière-bras).
4. ***relbow*** : Angle du coude, pris entre les segments de l'arrière-bras et de l'avant-bras droit.
5. ***rwrist*** : Angle du poignet, pris entre les segments de l'avant-bras et de la main droite.

Ces cinq angles sont calculés d'une façon compacte, c'est-à-dire en intégrant les trois dimensions de l'espace, par un produit scalaire entre les coordonnées des deux vecteurs définissant leurs segments respectifs.

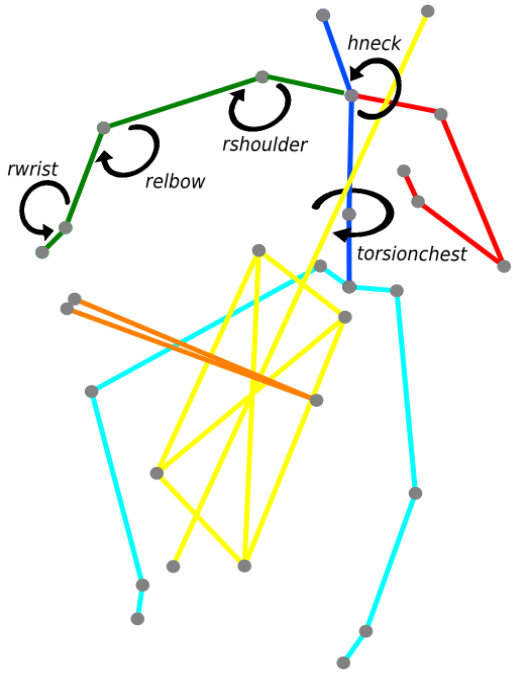


FIGURE 8.12 – Les cinq angles corporels définis entre les segments d'intérêt d'un violoncelliste. Ces angles intègrent les trois dimensions de l'espace

8.2.3.2 Descripteurs angulaires

Quantité de mouvement angulaire De même que les QoMs permettaient d'obtenir l'information de distance cumulée par chaque marqueur sur la durée de la note Mi3, nous définissons ici pour chaque angle une "quantité de mouvement" angulaire (QoMang). Ce descripteur a déjà été utilisé dans plusieurs études de mouvement postural sur les danseurs [Burger 2012, Burger 2013b] et les musiciens [Van Zijl 2013], ciblant notamment les angles de rotation corporelle et d'inclinaison du buste. La QoM d'un angle se calcule simplement comme une somme cumulée de toutes ses variations inter-échantillons :

$$QoMang = \sum_{i=2}^{N} ||\theta_{i-1}^{i}|| \tag{8.14}$$

où θ_{i-1}^{i} représente la variation angulaire de deux segment corporels entre les échantillons $i-1$ et i. N est ici le nombre d'échantillons correspondant à la durée d'une note Mi3.

Localisation angulaire Une information de base concernant les angles corporels consiste à savoir quelle est leur localisation moyenne dans l'espace. Deux séquences temporelles du même angle peuvent en effet présenter des plages de variations (ou "quantité de mouvement" angulaire) similaires mais être localisées bien différemment dans l'espace. On définit alors la localisation angulaire comme une moyenne des valeurs prises par l'angle au cours du temps :

$$LoCang = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} \theta_i \tag{8.15}$$

où θ_i représente la valeur de l'angle à l'échantillon i. N est ici le nombre d'échantillons correspondant à la durée d'une note Mi3.

8.2.3.3 Descripteurs angulaires sur le corpus réduit du décharnement

Dans cette section, nous cherchons à comprendre comment, sur la base des descripteurs angulaires définis, la contrainte posturale d'immobilisation physique complète a altéré l'ensemble du mouvement, pour aboutir au phénomène de décharnement acoustique. Cela implique au préalable de savoir si ces descripteurs angulaires sont adéquats pour différencier significativement le mouvement entre les deux conditions posturales - naturelle et contrainte - du corpus réduit de décharnement. A partir des résultats de cette étude et des mécanismes biomécaniques mis en jeu lors du mouvement de *tiré* de l'archet, nous devrions être en mesure d'élaborer un modèle de déviation du geste instrumental associé à un son décharné.

Méthodologie Dans un premier temps, nous calculons les "quantités de mouvement" angulaire (QoMang) et localisation angulaire (LoCang) pour les cinq angles corporels sélectionnés, sur le corpus des huit paires de sons rond/décharné. On obtient alors deux échantillons de 8×10 valeurs correspondantes aux descripteurs des cinq angles, dans les deux conditions posturales. Le premier échantillon est associé aux sons ronds de la situation de jeu normale, et le deuxième aux sons décharnés appariés de la situation d'immobilisation posturale complète. Précisons que ces deux échantillons sont quasi indépendants, car les huit paires proviennent de sept violoncellistes différents avec pas plus d'une répétition pour un violoncelliste.

Dans un second temps, on procède à une MANOVA de 10 variables dépendantes (les deux descripteurs QoMang et LoCang pour les 5 angles) examinées sous les deux modalités du facteur de condition posturale

(Normal N et contraint SCH). Cette MANOVA est réalisée par mesures répétées sur le plan des 8 paires de son rond/décharné du corpus. Le résultat de cette analyse est présenté figure 8.13 au travers de l'effet des deux conditions posturales sur les descripteurs de chaque angle.

Résultats La MANOVA nous révèle un effet globalement significatif du facteur de condition posturale ($F(1,7) = 11.22^*$) seul. Décomposée selon chaque angle, la variance capturée par les deux descripteurs reste également significative ($F(4,28) = 3.84^*$). Concernant les "quantités de mouvement" angulaires, on peut constater dans la figure 8.13(a) que tous les angles, à l'exception de *rshoulder*, sont impactés par la contrainte posturale. Les tests post-hoc LSD effectués sur le descripteur QoMang révèlent en effet que les amplitudes de déplacement angulaires diminuent significativement de la situation de jeu naturelle à contrainte pour tous les angles incriminés sauf celui de l'épaule. Concernant les localisations angulaires, la figure 8.13(b) nous apprend que sur les cinq angles observés, deux en particulier (*torsionchest* et *rshoulder*) sont affectés par la contrainte d'immobilisation posturale physique complète. Les tests post-hoc LSD effectués sur le descripteur LoCang révèlent en effet une baisse significative de la localisation des angles de rotation du buste et de l'épaule entre les situations de jeu naturelle et contrainte.

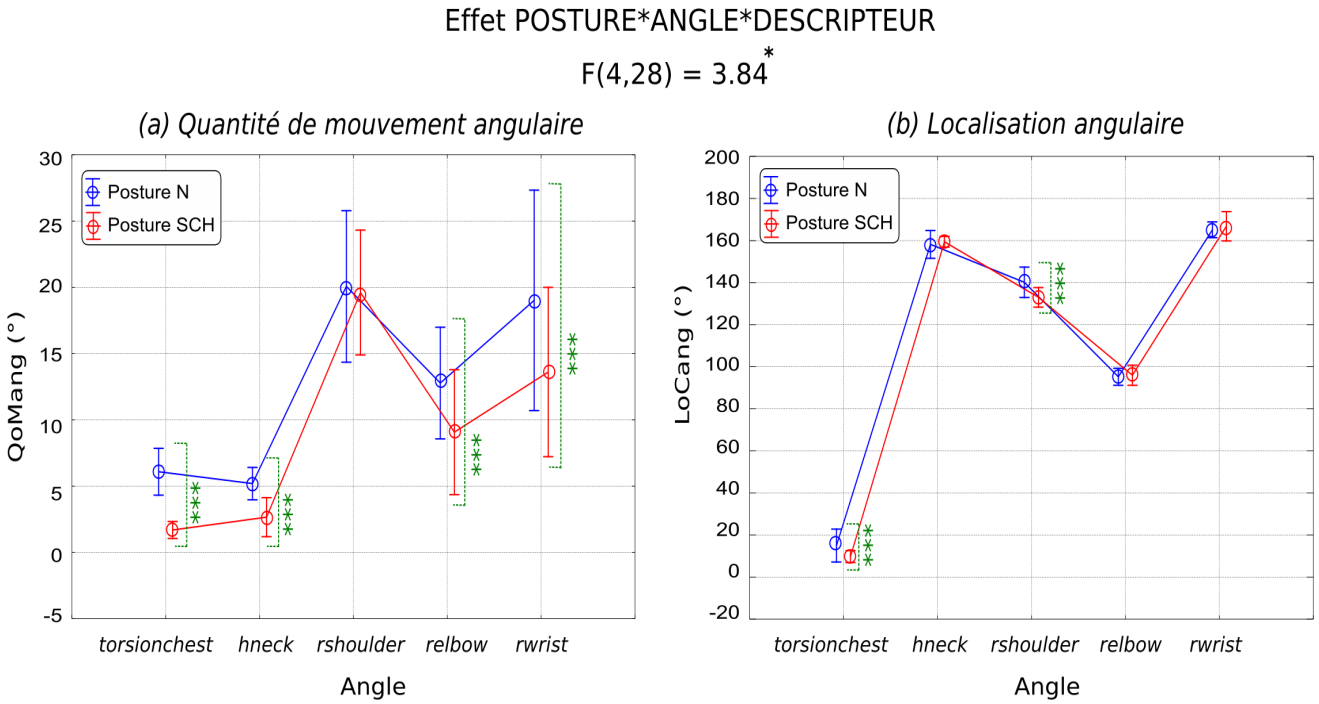


FIGURE 8.13 – Résultats de MANOVA à 10 variables, représentant les deux descripteurs angulaires calculés pour 5 angles corporels, dans les deux conditions posturales extrêmes (la situation naturelle N et contrainte buste et tête SCH). Les deux descripteurs sont : **(a)** La "quantité de mouvement" angulaire (QoMang). **(b)** La localisation angulaire (LoCang). Cette MANOVA est réalisée par mesures répétées sur le plan des 8 paires de son rond/décharné du corpus.

Discussion Ces résultats sont très intéressants, car ils coïncident avec des problématiques de fonctionnement postural spécifiques aux violoncellistes, bien décrites par exemple dans [Gagnepain 2001]. Tout d'abord, la différence de localisation moyenne de l'angle de torsion du buste montre que naturellement les musiciens ont eu besoin de vriller la colonne vers la gauche, comme un préalable pour pouvoir jouer la note

Mi3. En effet, cette note est située sur la corde de *La*, c'est-à-dire celle placée la plus à gauche du manche, et pour aller chercher cette corde avec le talon de l'archet, il est nécessaire d'enrouler le bras au-dessus de l'instrument. Cet enroulement est d'autant plus large que la note est placée bas sur le manche. Dans le cas de la note Mi3 jouée en quatrième position (avec l'index de la main gauche), l'enroulement moyen des épaules par rapport aux hanches est de l'ordre d'une vingtaine de degrés (figure 8.13(b)). Sur le plan de la biomécanique du violoncelliste, une telle torsion moyenne s'accompagne naturellement d'un très léger pivot du bassin vers l'axe de la jambe gauche, ceci afin de mieux répartir les efforts dus à la vrille de la colonne et faciliter la coordination entre les bras. Cet ajustement latéral du bassin aussi subtil soit-il, contribue également à créer l'équilibre dynamique nécessaire à l'ouverture de l'épaule lors du mouvement de *tiré* de l'archet. En soulevant légèrement la fesse droite, le violoncelliste bascule le buste au dessus de son ischion gauche, et facilite ainsi la rotation du tronc, de l'ordre de 6 degrés en moyenne, autour de l'axe du bassin (figure 8.13(a)). A mesure que l'archet se déplace sur la corde, la force puisée à gauche et en avant au niveau du bassin sert à contrebalancer le bras de levier exercé par la force d'appui de la main sur l'archet. Cette énergie venue des jambes est progressivement transférée à la partie supérieure du buste et permet ainsi l'ouverture vers l'arrière de l'épaule, comme observée sur la composante principale du mouvement antéro-postérieur (figure 8.10(b)). En somme, l'appui gauche du bassin, révélé par l'importante ouverture angulaire moyenne entre les épaules et les hanches, est un mécanisme postural fondamental garantissant le bon déroulement du *tiré* de l'archet sur la corde de *La*. Il conditionnerait la stabilité du mouvement et permettrait ainsi aux violoncellistes de conserver une bonne qualité de son du talon à la pointe de l'archet. La création d'une telle stabilité est fondamentale également pour assurer la bonne préparation du démanché qui suit l'exécution de la note Mi3, et ainsi gérer en continu la coordination entre les deux bras (cf section 6.4.1.5).

La contrainte d'immobilisation physique annule presque complètement ces ajustements posturaux subtils, et engendre mécaniquement une cascade d'effets sur les composantes de la chaîne motrice aboutissant à l'archet. En premier lieu, le harnais, qui bloque le dos du musicien au dossier de la chaise, contraint aussi l'alignement du bassin dans le plan frontal. Comme nous l'avons vu, il s'agit d'une mauvaise orientation posturale par rapport au type de mouvement demandé (*tiré* d'archet sur la corde de *La*). Ce déséquilibre corporel se transmet par la colonne vertébrale à la nuque et la tête qui, entravés par la minerve, voient leur liberté de mouvement se réduire d'environ 3 degrés en moyenne. On peut ici supposer que sous l'effet de ces deux niveaux de contrainte posturale, il se produise une diminution dans la mobilité des os de la *ceinture scapulaire*, c'est-à-dire la ceinture virtuelle formée des deux omoplates et des deux clavicules, et que cette perte de liberté se communique ensuite à l'articulation de l'épaule. Nous observons effectivement une diminution significative dans la localisation de l'angle d'épaule d'une dizaine de degrés environ en moyenne. Cela ne signifie pas que l'épaule est plus basse mais globalement plus fermée. La composante principale du mouvement vertical (figure 8.10(c)) nous renseigne d'ailleurs sur le fait que l'épaule ne chute pas sous la contrainte. Cette baisse de localisation angulaire moyenne correspond ainsi à un phénomène de *lâcher* de l'épaule, probablement causé par l'affaiblissement du tonus des muscles du dos (le trapèze notamment) et de la ceinture scapulaire censés la soutenir (*porter*) naturellement. Dans la situation d'immobilisation physique complète, il se produirait en effet un report de la charge du travail du dos sur les bras, comme en témoignent les plus grands efforts exercés sur la plate-forme (cf section 5.2.5.1). Comme c'est par l'épaule que s'effectue la mobilité du bras d'archet du violoncelliste, on comprend dès lors que les capacités de projection du bras vers le haut (*abduction*) et vers l'avant (*antépulsion*) s'en trouvent réduites, si bien que l'arrière-bras finit par évoluer globalement plus près du corps.

Pour autant, ce phénomène de *lâcher* de l'épaule, issu de déséquilibres posturaux au niveau du bassin, du dos et de la tête, ne résulte pas en une réduction de la "quantité de mouvement" de l'angle formé par l'épaule avec l'arrière-bras. Effectivement, la distance parcourue par l'angle de l'épaule semble rester constante (une vingtaine de degrés en moyenne) quelle que soit la condition posturale (figure 8.13(a)).

Alors comment expliquer ce phénomène ? Par rapport au mouvement du *tiré* d'archet que l'on étudie, il existe deux possibilités. Une première hypothèse consisterait à penser qu'en situation contrainte, le déplacement du bras a pu se poursuivre vers l'arrière (*rétropulsion*). Ce serait alors l'effet de l'*adduction* de l'épaule, c'est-à-dire le rapprochement du bord de l'omoplate de la colonne vertébrale, qui générerait une "quantité de mouvement" angulaire similaire à la situation normale. Cependant, cet argument ne tient pas parce qu'il impliquerait d'envoyer le coude plus en arrière dans la situation contrainte. Or ce cas de figure est démenti par l'égalité des déplacements relatifs du marqueur du coude dans la direction antéro-postérieure entre les deux situations posturales (figure 8.10(b)). La deuxième hypothèse découle de la non-réalisation de la première : si en situation contrainte, la "quantité de mouvement" angulaire de l'épaule n'a pu être gagnée par un recul du coude, c'est que l'épaule s'est ouverte non par *adduction* mais sous l'effet de la *rotation externe* de l'arrière-bras. Cette rotation consiste à faire tourner l'arrière-bras autour de son axe de façon à orienter le coude en dedans, c'est-à-dire vers le corps. Il s'agit là d'un effet de compensation très intéressant causé par le *lâcher* de l'épaule, et qui explique mieux aussi pourquoi les déplacements relatifs de l'avant-bras, de la main et de l'archet se retrouvent globalement plus vers l'arrière dans la situation contrainte que normale (figure 8.10(b)). Alors qu'en temps normal, l'épaule joue le rôle de bielle, c'est-à-dire de pivot organisant la projection de l'arrière-bras autour de la tête de l'humérus, l'excès de rotation externe causé par sa plus grande fermeture sous la contrainte, pousse l'avant-bras à devenir moteur de l'archet. Le coude ne joue plus alors son rôle naturel lors d'un *tiré* d'archet, qui consiste à transmettre les énergies facilitant l'extension de l'avant-bras. Sous la contrainte posturale, la diminution significative (de l'ordre de 4 degrés en moyenne) des "quantités de mouvement" de l'angle du coude, montre bien que l'articulation est moins mobile, que l'effet de chaîne est altéré (figure 8.13(a)). Dans ce contexte, les violoncellistes même chevronnés rencontrent donc plus de difficultés à développer leur bras sur toute sa longueur, et utiliser leur arrière-bras comme seul moteur du mouvement.

Poussé à l'extrême, on peut essayer d'imaginer comment cet effet de la contrainte posturale se traduirait si les violoncellistes devaient tirer l'archet coude au corps, c'est-à-dire avec une localisation angulaire moyenne de l'épaule la plus basse possible (à 90 degrés environ). L'arrière-bras, condamné à glisser le long du buste, ne pourrait alors absolument plus distribuer le mouvement jusqu'à l'archet. La seule façon de développer l'archet passerait par la rotation externe de l'arrière-bras autour du point de pivot formé par le coude. Le moteur du mouvement de l'archet deviendrait alors essentiellement l'avant-bras qui, tel un essuie-glace, ne pourrait qu'effectuer un mouvement quasi-circulaire sans grande amplitude, et donc sans grande possibilité de contrôle du geste. Cet exemple, malgré son côté caricatural, a le mérite de mettre en valeur l'importance de l'arrière-bras dans la motricité du geste instrumental d'archet. En désorganisant les équilibres dynamiques latents de la posture des violoncellistes, on entrainerait une perte de tonicité musculaire de leur arrière-bras et donc une déstructuration du mouvement au niveau des charnières de l'épaule et du coude. A l'extrémité de la chaîne du bras, le poignet subit indirectement l'effet du déséquilibre postural, puisque comme pour le coude, sa "quantité de mouvement" angulaire diminue significativement sous la contrainte (de l'ordre de 5 degrés en moyenne dans la figure 8.13(a)). On peut y voir ici un effet de chaîne caractérisé par une moins bonne retransmission des énergies impulsées par l'épaule dans la projection du bras. Il est d'ailleurs intéressant de constater que quelle que soit la situation posturale, les déplacements verticaux relatifs de ces deux articulations restent du même ordre (figure 8.10(c)), globalement plus élevés en condition de jeu normale que contrainte. Ce maintien d'une certaine horizontalité de l'avant-bras sur l'ensemble du mouvement, caractérise bien le fonctionnement solidaire de l'épaule et du coude. En situation de jeu normale, la projection haute et vers l'avant du bras entraîne une ouverture et donc une extension conjointe des deux articulations. A l'inverse, en situation de jeu contrainte, le maintien à l'horizontal de l'avant-bras implique que le coude comme le poignet soient globalement restés plus fléchis. Sous l'effet de la rotation externe de l'arrière-bras, le coude est plus rentré en dedans, ce que compense le poignet en s'orientant davantage au dehors. La main et par suite l'archet

s'en trouvent alors plus tirés vers l'arrière (figure 8.10(b)).

Représentation du mouvement La figure 8.14 offre une représentation générale des différences de comportement caractéristiques du *tiré* d'archet d'un violoncelliste sur la note Mi3 de la corde de *La*, entre la production d'un son rond (situation de jeu normale) et la production d'un son décharné (situation contrainte complète). La vue globale en situation naturelle permet tout d'abord de remarquer une plus grande implication corporelle et de plus grandes amplitudes de mouvement de bras que sous la contrainte posturale. Immobilisé par le harnais et la minerve, le violoncelliste semble avoir perdu beaucoup de sa tonicité corporelle. Par ailleurs et même si l'effet reste faible, notons que l'instrument se déplace légèrement au cours du mouvement naturel du violoncelliste. Cela suggère un certain besoin d'ajustement de l'équilibre entre violoncelle et archet durant le geste (cf section 2.8.6). Dans la vue transversale, on peut constater la différence d'ouverture de l'axe des épaules par rapport aux hanches entre les deux situations posturales. L'amplitude naturelle selon laquelle l'épaule droite recule permet au violoncelliste de projeter davantage son geste d'archet vers l'avant et le côté. Dans la vue frontale, on visualise bien la différence de hauteur prise par tout le bras, de l'épaule au poignet, entre les deux situations posturales. L'axe des épaules, naturellement relevé sur la droite, témoigne de la différence d'engagement par rapport à la contrainte. A noter également que dans cette situation contrainte, la tête du violoncelliste reste fixement orientée vers la droite, comme en porte-à-faux dans la minerve, peut-être pour essayer tant bien que mal de communiquer au reste du bras la bonne énergie du mouvement. Cela provoque le phénomène d'essuie-glace de l'avant-bras décrit plus haut, et donc aussi une courbe de mouvement globalement plus compacte. Enfin, dans la vue sagittale, on retrouve cette différence d'engagement et de hauteur de bras globales entre les deux situations posturales, avec également un impact notable dans la position des jambes, et de la gauche plus particulièrement, qui semble davantage fléchie, comme pour prendre appui, en normal que sous la contrainte (on le voit encore mieux sur la vue transversale). Cette observation est intéressante, car elle confirme que naturellement, le violoncelliste se sert de sa jambe gauche comme d'un appui pour puiser l'énergie dans le sol et contre-balancer la grande "quantité de mouvement" communiquée au bras d'archet. Il s'agirait là de la mise en évidence du *transfert quadrilatéral* de l'énergie dans le corps du musicien (cf section 2.8.6.2), et de son importance pour garantir la bonne réalisation du geste instrumental.

8.2.3.4 Descripteurs angulaires sur le corpus de la base de données

Pour être complet, il serait maintenant intéressant de savoir comment les descripteurs de localisation et de "quantité de mouvement" angulaires se comportent dans le contexte du corpus global de la base de données, composé des sept violoncellistes et des quatre conditions posturales. On reprend en fait ici la même idée que lors de l'étude globale du mouvement principal des musiciens en fonction de la contrainte posturale (cf section 8.2.2.3). L'intérêt consiste à repérer d'éventuels patterns de compensation angulaires communs mis en oeuvre par les violoncellistes, en comparant les comportements des angles dans ce contexte avec ceux observés pour les sons décharnés (cf section 8.2.3.3).

Méthodologie On calcule tout d'abord les deux descripteurs ("quantité de mouvement" angulaire QoMang et localisation angulaire LoCang) associés aux cinq angles corporels, pour chacune des séquences de note Mi3 de la base de données (la première note de la Partie 4). Ensuite, afin de déterminer si ces deux descripteurs angulaires sont significativement altérés par la condition posturale, on effectue une MANOVA à 10 variables (2 descripteurs $\times$ 5 angles) par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes. La posture est cette fois-ci un facteur de l'analyse comportant quatre modalités qui correspondent aux quatre situations posturales de l'expérience. Précisons qu'avant l'analyse, les valeurs de descripteurs angulaires sont moyennées sur les trois répétitions des deux modes de jeu (*détaché/legato*) du même violoncelliste

FIGURE 8.14 – Représentation des mouvements d'un violoncelliste pour l'une des paires de sons rond/décharné du corpus. Ses déplacements corporels sont capturés en 4 échantillons clé de la séquence et visualisés selon les trois plans anatomiques (cf figure 3.2) dans les deux conditions posturales extrêmes : **a)** Situation normale (N). **b)** Situation contrainte par le buste et la tête (SCH)

pour une condition posturale donnée.

Résultats Cette MANOVA nous révèle un effet significatif du facteur de condition posturale ($F(12, 72) = 2.79^{**}$) sur les deux descripteurs appliqués aux cinq angles corporels. Dans la figure 8.15, on détaille l'influence des conditions posturales sur chaque descripteur angulaire au travers des 7 violoncellistes. S'agissant du descripteur de localisation angulaire (figure 8.15(b)), on retrouve des résultats cohérents avec l'analyse sur le corpus réduit de décharnement (section 8.2.3.3). En effet, on observe une chute progressive de la localisation angulaire moyenne de torsion du buste (*torsionchest*) et de l'épaule (*rshoulder*) à mesure que les conditions posturales se renforcent, alors que les localisations des trois autres angles ne changent pas significativement entre conditions posturales. Les tests post-hoc LSD révèlent que cette baisse est significative entre la situation de jeu normale et les deux contraintes d'immobilisation physique, par le buste seul (SC) ou par le buste et la tête (SCH).

Concernant les "quantités de mouvement" angulaires (figure 8.15(a)), nous constatons des effets plus contrastés. Tout d'abord, les "quantités de mouvement" liées à la torsion du buste et à l'inclinaison de la tête par rapport au buste, baissent logiquement à mesure que la contrainte posturale se renforce. Les tests post-hoc LSD révèlent cette diminution significative entre la situation de jeu normale et les deux contraintes d'immobilisation physique. De façon similaire à l'analyse sur le corpus de décharnement, il ne ressort pas de différences significatives des déplacements angulaires de l'épaule (*rshoulder*) entre conditions posturales. En revanche, ce résultat ne concerne plus maintenant que l'épaule mais toutes les articulations du bras d'archet, puisque sur l'ensemble des musiciens en moyenne, les "quantités de mouvement" angulaires du coude (*relbow*) et du poignet (*rwrist*) ne sont pas non plus significativement différentes entre conditions posturales.

Discussion Les résultats de cette analyse sont très intéressants, car ils renforcent nos déductions concernant la biomécanique du geste de *tiré* d'archet sur la corde de *La*, tout en y apportant un éclairage complémentaire. Tout d'abord, les effets des contraintes posturales sur les localisations angulaires montrent que la capacité d'ouverture globale de l'épaule dépend de la torsion moyenne du buste. Effectivement, plus la contrainte posturale se renforce, plus l'axe des épaules est contraint de s'aligner sur celui des hanches, ce qui complique considérablement la capacité à enrouler le bras au-dessus de l'instrument pour démarrer le mouvement au talon de l'archet. De ce fait, il semble logique que l'épaule se ferme progressivement dans une relation proportionnelle à la perte de torsion moyenne du tronc. Par ailleurs, il est vraisemblable que cette fermeture du tronc, qu'elle soit volontaire (immobilisation mentale) ou forcée (immobilisation physique), résulte du fait que le bassin se trouve contraint dans son orientation latérale. En effet, comme expliqué section 8.2.3.3, le pivot du bassin sur l'ischion gauche est naturel lors du *tiré* de l'archet. Sans ce pivot à gauche, le bassin ne peut plus puiser dans les jambes l'énergie nécessaire au mouvement vers la partie supérieure droite du buste. Ce phénomène correspond en tous points à une *rupture de transfert quadrilatéral* entre les bras et les jambes. Il en résulte une déstabilisation de la ceinture scapulaire, et donc une moins grande possibilité d'ouverture de l'épaule droite. Dans la contrainte d'immobilisation par le harnais, cette fermeture d'épaule s'accroit significativement, et on peut supposer qu'une fois collés au dossier de la chaise, les muscles du dos ne parviennent plus à la soutenir suffisamment pour exploiter au mieux ses degrés de liberté. Quant à la contrainte posturale complète, l'ajout de la minerve fait encore baisser de manière combinée les angles moyens de torsion du buste et de l'articulation de l'épaule. Même si ce n'est pas significatif par rapport à la contrainte buste seul, ce résultat suggère que tous les éléments posturaux, du bassin à la tête en passant par le dos, nécessitent de se coordonner de concert au sein d'une seule unité fonctionnelle visant à ouvrir suffisamment l'épaule.

S'agissant à présent des déplacements angulaires en eux-mêmes, on peut tout d'abord constater l'efficacité progressive des contraintes posturales dans la limitation des mouvements de rotation de buste et de

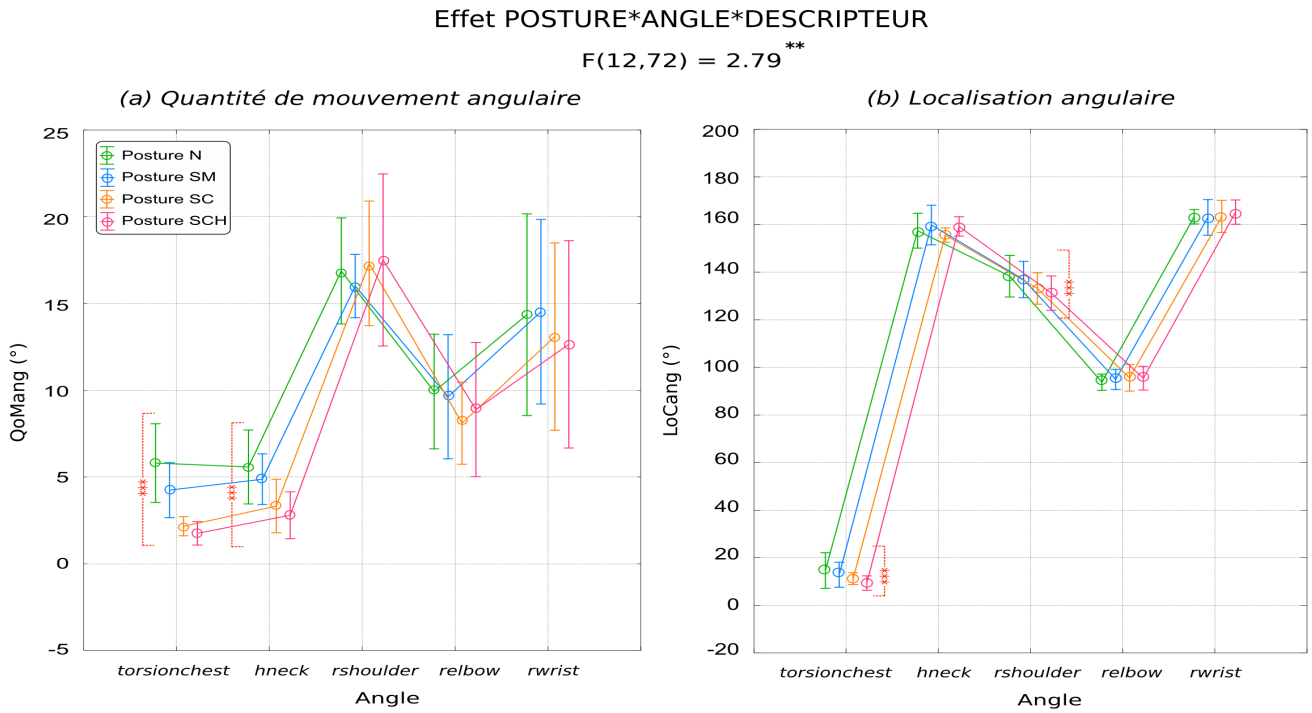


FIGURE 8.15 – Résultats de MANOVA à 10 variables, représentant les deux descripteurs angulaires calculés pour 5 angles corporels, selon les quatre modalités du facteur de condition posturale. Les deux descripteurs sont : **(a)** La "quantité de mouvement" angulaire (QoMang). **(b)** La localisation angulaire (LoCang). Cette MANOVA est réalisée par mesures répétées sur le plan des 7 violoncellistes.

tête par rapport à la colonne vertébrale (figure 8.15(a)). Il paraît surprenant cependant qu'avec de telles réductions de mouvements ancillaires, les différences de "quantités de mouvement" angulaires du bras d'archet des musiciens ne soient pas plus significatives entre conditions posturales. En fait, ce phénomène est révélateur des mécanismes de compensation globalement mis en oeuvre par les violoncellistes, pour s'adapter aux caractéristiques des contraintes posturales, et parvenir tout de même à produire des sons de bonne qualité. Lors de l'analyse des déplacements relatifs du bras d'archet, nous avions pu extraire un *pattern* de compensation des contraintes posturales assez générique entre les musiciens (section 8.2.2.3). Selon ce *pattern*, il serait possible de contre-balancer la fermeture de l'épaule, associée à un manque de projection du bras vers l'avant et le haut, par un surcroit de sa projection vers le côté droit, sollicitant plus les articulations du coude et du poignet. Cette plus grande sollicitation de l'avant-bras est exactement ce qui ressort de la comparaison des figures 8.13(a) et 8.15(a). Effectivement, alors que dans un contexte de décharnement, les angles du coude et du poignet présentaient des différences moyennes respectives de 4 et 5 degrés entre les situations normale (N) et contrainte complète (SCH), ces différences tombent à respectivement 1 et 2 degrés dans le contexte du corpus global. Autrement dit, pour compenser les contraintes d'immobilisation, les violoncellistes se débrouillent en général pour allonger le bras jusqu'à presque atteindre leur amplitude de jeu naturelle. Pour y arriver néanmoins, ils sont obligés de lutter en quelque sorte contre la tendance du bras à partir en essuie-glace fermé, c'est-à-dire en sur-rotation externe (section 8.2.3.3). L'inconvénient de cette compensation est de rendre l'avant-bras davantage moteur de l'archet, ce qui n'est pas idéal pour le contrôle du mouvement et du son.

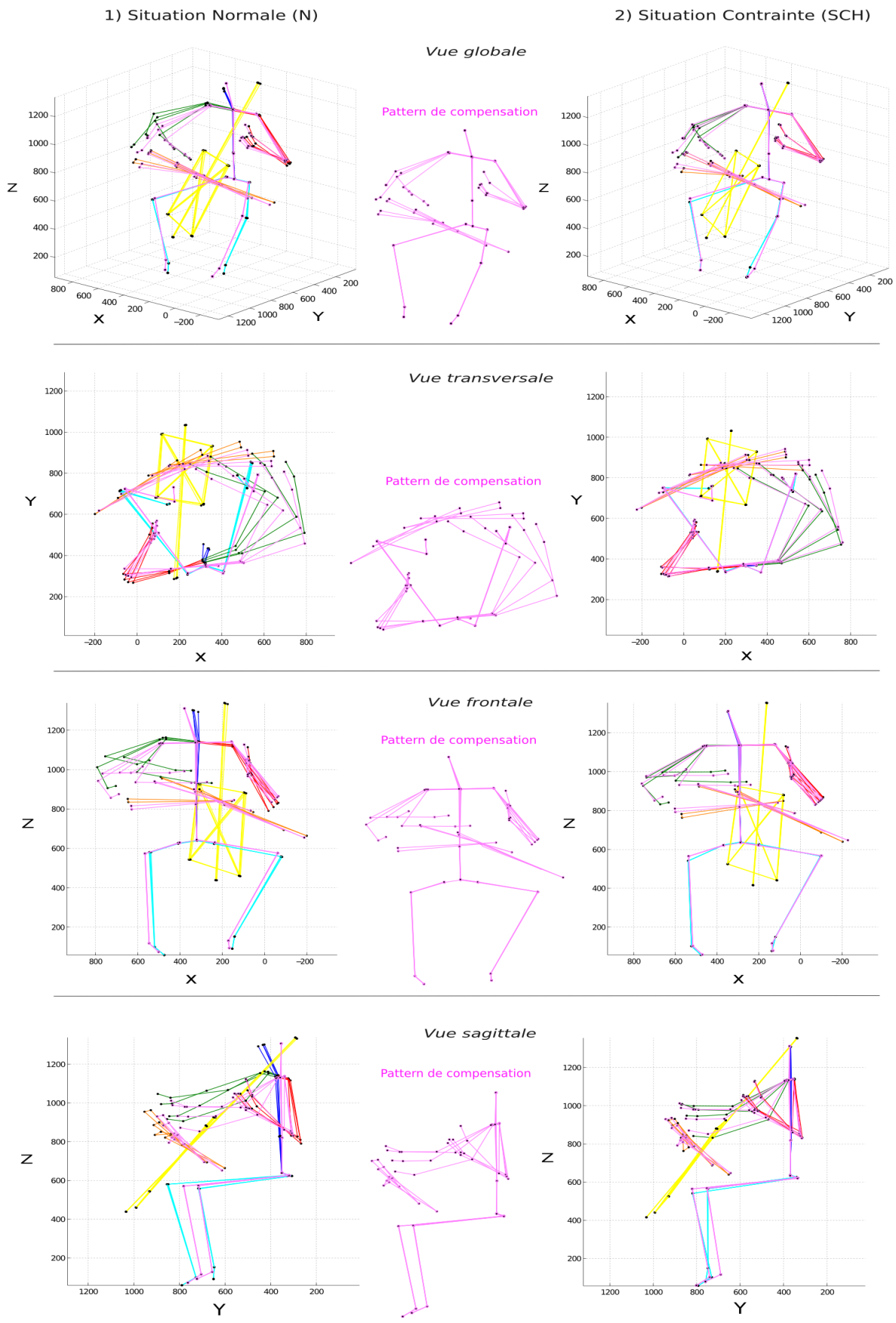


FIGURE 8.16 – Représentation des mouvements d'un violoncelliste avec son pattern de compensation, pour l'une des paires de sons rond/décharné du corpus (la même que celle de la figure 8.14). Ses déplacements corporels sont capturés en 4 échantillons clé de la séquence et visualisés selon les trois plans anatomiques dans les deux conditions posturales extrêmes : **a)** Situation normale (N). **b)** Situation contrainte (SCH)

Représentation du mouvement La figure 8.16 permet de visualiser un pattern de compensation. Ce pattern est extrait d'une des répétitions d'un violoncelliste en situation contrainte complète (SCH), où le son produit n'a pas été décharné. Pour observer les différences entre les mouvements de la compensation et ceux liés à la production d'un son rond ou décharné, le pattern est superposé aux séquences des situations normale et contrainte du même violoncelliste, d'où sont produits ces sons (figure 8.14). La vue globale permet tout d'abord de se rendre compte que le pattern de compensation correspond à une sorte de mouvement intermédiaire entre les séquences normale et contrainte décharnée. Dans la vue transversale, le pattern montre qu'en situation contrainte, le violoncelliste parvient à produire un son rond en ouvrant davantage le mouvement latéralement. On note également la pliure renforcée au niveau de la cheville gauche, ce qui suggère, d'après le principe du *transfert quadrilatéral*, que le musicien rechercherait plus d'appui sur son pied gauche pour propulser le mouvement du bras d'archet à droite. Dans la vue frontale, la superposition du pattern de compensation avec la séquence contrainte correspondant au son décharné, montre que pour produire un son rond, la courbe de la trajectoire du bras est légèrement plus aplatie verticalement. Ce phénomène est visible également dans la vue sagittale, avec une variation de mouvement vertical un peu plus réduite en situation contrainte pour le son rond du pattern de compensation que pour le son décharné. Pour garder l'adhérence de l'archet à la corde et éviter le décharnement du son, les violoncellistes dans leur ensemble semblent ainsi compenser la perte de mobilité posturale par une allonge artificielle de leur geste instrumental. En dépliant les articulations du coude et du poignet, cette allonge permettrait de recréer un effet de chaîne assurant la transmission des énergies jusqu'à la main et donc l'archet. Il s'agit d'une stratégie de compensation, qui force l'ouverture de l'épaule en recherchant davantage la rotation interne de l'arrière bras, par un éloignement du coude du corps plus latéral que vertical. Cela donne à la trajectoire du geste cette forme caractéristique d'essuie-glace aplati et allongé. Lorsque les violoncellistes échouent dans sa mise en oeuvre, la courbure de "l'essuie-glace" formé par l'avant-bras en pivot autour du coude, augmenterait jusqu'à perdre le plein contrôle de l'archet, et donc aussi la qualité du son. Il est fort probable que les effets causés par la contrainte sur l'architecture du bras lors du *tiré* d'archet, ainsi que la baisse de tonus et d'engagement postural des violoncellistes, se répercutent au final jusqu'à la vitesse communiquée à l'archet. C'est ce que nous allons tenter d'explorer maintenant.

8.2.4 Relation entre les déplacements angulaires corporels et la vitesse d'archet

En section 8.1, nous avons montré que, par rapport à notre contexte d'étude (*tiré* d'archet sur la corde de *La*), une vitesse d'archet plus lente pouvait résulter en la production de sons plus décharnés. Cette vitesse communiquée à l'archet est le fruit d'un geste instrumental exécuté par le bras droit, dont l'organisation motrice semble aussi dépendante de subtils mécanismes d'ajustements posturaux (cf sections 8.2.2 et 8.2.3). Afin de pouvoir "boucler la boucle", nous cherchons maintenant à savoir dans quelle mesure les déplacements angulaires corporels du violoncelliste influent sur le contrôle de sa vitesse d'archet, et s'il est possible de construire un modèle du mouvement sur la base de ces paramètres.

8.2.4.1 Méthodologie

Justification du modèle Malgré leur petit nombre, les cinq descripteurs de "quantité de mouvement" angulaire, définis dans la section 8.2.3.1, portent en eux-mêmes une information dynamique du mouvement intéressante à corréler avec la vitesse de l'archet. Cette vitesse est bien sûr le résultat d'une chaîne biomécanique bien plus complexe, dans laquelle il faudrait tenir compte par exemple d'une décomposition tridimensionnelle des angles entre chaque segment corporel. Néanmoins, notre objectif est ici de proposer un modèle simplifié qui puisse expliquer globalement les variations de la vitesse d'archet à partir d'un petit nombre de paramètres ancillaires et instrumentaux. Et les déplacements angulaires, définis précédemment

en intégrant les trois dimensions de l'espace, ont montré qu'ils étaient capables de discriminer la production d'un son rond d'un son décharné (cf section 8.2.3.3). D'après les résultats de la section 8.1.4, une baisse de vitesse d'archet est également susceptible de caractériser le décharnement du son. Il y a donc tout lieu de tenter une explication des variations observées dans la vitesse d'archet par celles des cinq déplacements angulaires corporels.

Régression multiple Cette problématique peut se résoudre à l'aide d'une technique de régression multiple. Dans notre configuration, la variable dépendante à expliquer est la vitesse d'archet, et les variables explicatives ou prédictives sont les cinq déplacements angulaires. Le processus de régression consiste à rechercher un modèle, c'est-à-dire une combinaison linéaire de prédicteurs angulaires qui puisse approcher au mieux les observations de vitesse d'archet (cf équation 7.18). Les coefficients attribués par la régression aux déplacements angulaires pondèrent l'importance de ces derniers dans l'explication des vitesses d'archet. On peut estimer la qualité d'ajustement du modèle aux données de vitesse d'archet à l'aide du coefficient de détermination R^2, qui donne la part de variation des observations expliquée par le modèle. On peut aussi s'assurer de la robustesse de ce modèle en validant les hypothèses de linéarité et d'homoscédasticité sur la distribution des résidus de la régression (les écarts entre observations et prédictions).

8.2.4.2 Sur le corpus réduit du décharnement

Nous appliquons la méthode de régression multiple au corpus des huit paires de sons rond/décharné. Dans cette configuration, chaque variable qu'elle soit dépendante (la vitesse d'archet) ou prédictive (les déplacements angulaires) correspond à un vecteur de 16 valeurs (8 sons $\times$ 2 conditions posturales) non catégorisées, c'est-à-dire sans spécification de leur groupe d'appartenance (rond/décharné).

Résultats Dans la table 8.2, on présente les coefficients de pondération associés aux prédicteurs angulaires, tels que calculés par la régression multiple. On peut se rendre compte que parmi les cinq descripteurs de "quantité de mouvement" angulaire, l'association de deux en particulier se révèle significative pour modéliser les variations de vitesse d'archet observées : Le déplacement angulaire de torsion de buste *torsionchest* ($p < 0.05$), et celui de l'épaule *rshoulder* ($p < 0.05$).

TABLE 8.2 – Résultats de la régression multiple prédisant la vitesse d'archet à partir des "quantités de mouvement" angulaires sur le corpus réduit de paires de sons rond/décharné. La p-value p affectée à chaque coefficient de pondération correspond à la pertinence d'ajouter le prédicteur associé (déplacement angulaire) dans le modèle : $^{*}p < 0.05$, $^{**}p < 0.01$, $^{***}p < 0.001$

Descs	torsionchest	hneck	rshoulder	relbow	rwrist
Coeffs	2.66^{*}	-1.11	2.32^{*}	1.09	1.62

Les caractéristiques du modèle de vitesse d'archet généré par la régression sont présentées figure 8.17. La figure 8.17(a), donne une vision synthétique de l'approximation des scores de vitesse observés par les scores de vitesse prédits. On constate qu'il est possible de tracer une droite au travers du nuage de points, et donc de trouver une certaine linéarité entre la vitesse d'archet observée et une combinaison adéquate des "quantités de mouvement" angulaires. En effet, le modèle est significatif avec une qualité correcte d'ajustement (coefficient de détermination $R^2 = 0.768$ et $R^2_{ajust} = 0.652$). On vérifie la linéarité du modèle en calculant les densités de probabilités des résidus (figure 8.17(b)). Un test de Lilliefors vient

aussi confirmer la distribution normale du vecteur résiduel. Enfin, l'affichage des valeurs de résidus par observation (par son) montre qu'ils se répartissent uniformément des deux côtés de l'axe $y = 0$, ce qui confirme la bonne homoscédasticité du modèle (figure 8.17(c)).

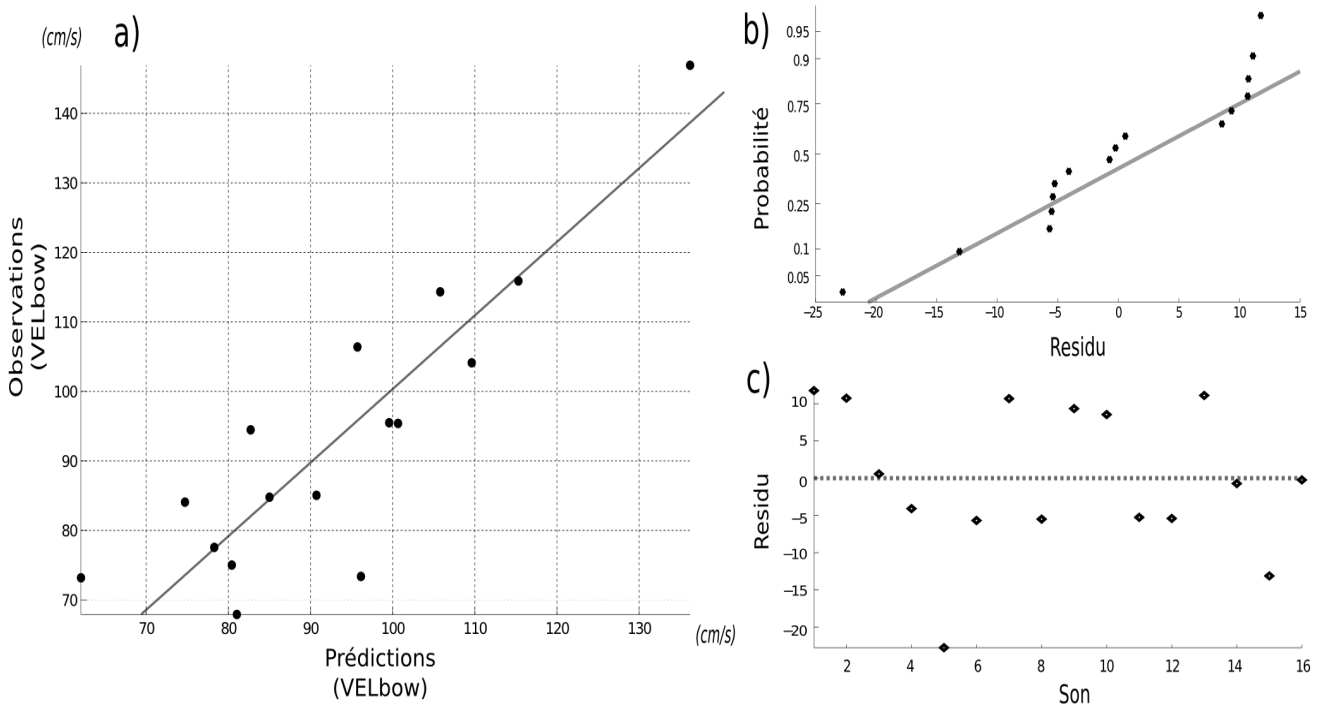


FIGURE 8.17 – Modèle issu de la régression linéaire multiple sur le corpus réduit de paires de sons rond/décharné. **a)** Relation entre les scores de vitesse d'archet observés et prédits par le modèle ($R^2 = 0.768$, $n = 16$). **b)** Graphe de probabilité des résidus. **c)** Dispersion brute des résidus.

Les résultats de cette régression multiple nous permettent d'inférer un modèle de prédiction basique de la vitesse d'archet à partir de deux "quantités de mouvement" angulaires. Il s'agit d'une équation traduisant la meilleure combinaison linéaire de prédicteurs angulaires trouvés pour expliquer les valeurs de vitesse d'archet observées :

$$VELbow_{\text{basic}} = 2.66 \times torsionchest + 2.32 \times rshoulder \tag{8.16}$$

Discussion Le modèle basique (équation 8.16) issu de la régression est intéressant, car il associe deux "quantités de mouvement" angulaires, l'une liée à l'ancillaire (*torsionchest*), l'autre au geste instrumental (*rshoulder*), dans le processus biomécanique influençant la vitesse communiquée à l'archet. Les coefficients de pondération affectés à ces deux prédicteurs sont du même ordre de grandeur et du même signe. Sur le plan moteur du mouvement de *tiré* d'archet, cela suggère qu'une réduction de l'amplitude de torsion du buste ou de celle de l'épaule contribue dans les mêmes proportions à faire chuter la vitesse d'archet. Étant donné que la régression ne conserve que les prédicteurs les plus linéairement indépendants, c'est-à-dire les moins collinéaires entre eux, ces deux paramètres de déplacement angulaire ne doivent pas pour autant être considérés comme solidaires. Effectivement, cette remarque est appuyée par l'étude précédente (cf section 8.2.3.3), dans laquelle nous avons montré que les "quantités de mouvement" angulaires de torsion du buste sont significativement affectées par la contrainte posturale, alors que ce n'est pas le cas de celles de l'épaule (figure 8.13). Comme nous l'avions alors discuté, cette équivalence de déplacements angulaires moyens de

l'épaule entre situations de jeu normale et contrainte, peut s'expliquer par la tendance des musiciens à solliciter davantage la *rotation externe* de leur arrière-bras sous la contrainte. Autrement dit, les "quantités de mouvement" angulaires liées aux parts ancillaire (torsion du buste) et instrumentale (ouverture de l'épaule) du geste musical, contribueraient indépendamment à communiquer l'énergie motrice à l'archet.

Si l'on s'intéresse un peu plus en détail au lien entre ces "quantités de mouvement" et les vitesses d'archet pour chaque son du corpus, nous constatons que les violoncellistes ont naturellement recours à des stratégies très différentes pour tirer l'archet. Afin de lui communiquer de la vitesse, certains restent plutôt statique avec très peu de torsion du buste, tout en mobilisant beaucoup l'épaule. D'autres au contraire sollicitent davantage la torsion du buste que le mouvement de l'épaule. Un musicien en particulier présente conjointement de grandes amplitudes pour les deux angles, ce qui résulte en la plus grande vitesse d'archet du corpus. Sous la contrainte, la plupart des violoncellistes réagissent en réduisant de manière proportionnelle leurs "quantités de mouvement" d'épaule et de torsion de buste, résultant ainsi en une baisse globale de la vitesse d'archet. Mais là encore, ce n'est pas une règle absolue, et si les amplitudes de torsion du buste sont bien réduites pour presque tous les musiciens du fait de la présence du harnais, la réaction sur les amplitudes de mouvement d'épaule est en revanche beaucoup plus variable, certains essayant de l'ouvrir plus pour en quelque sorte *compenser* la contrainte. Ainsi, de par les différences inter-individuelles, notre méthode de régression met en évidence *l'équilibre dynamique* à trouver entre les amplitudes de torsion du buste et de déplacement de l'épaule lors du mouvement du *tiré* d'archet sur la corde de *La*. La vitesse communiquée à l'archet, et indirectement la qualité du son, résulterait essentiellement de la bonne gestion de cet équilibre. On peut ainsi supposer l'existence d'une importante *synergie*, c'est-à-dire d'un plan de coopération musculaire, entre les muscles responsables de la torsion du buste et ceux de l'ouverture de l'épaule, dans la fonction de vitesse communiquée à l'archet.

Rappelons à ce stade que sur le plan de la localisation angulaire, ces deux mêmes éléments du corps sont les seuls impactés en moyenne par la contrainte posturale (figure 8.13(b)). Par conséquent, l'altération dans la mobilité relative (équilibre dynamique) du buste et de l'épaule serait d'abord causée par une rupture de stabilité relative (équilibre statique) entre ces mêmes éléments. Le harnais, en plaquant le dos du violoncelliste au dossier de la chaise, casse la fameuse *résistance latente* (section 2.8.6.1) garante au niveau du sternum du rapport d'équilibre entre le buste et l'instrument. On peut en déduire que les orientations relatives naturelles prises par la torsion du buste et de l'épaule auraient aussi pour objectif de préserver cette résistance latente lors de leurs déplacements respectifs. La bonne synergie entre le buste et l'épaule du violoncelliste tiendrait dans cet équilibre postural fondamental, contenant déjà en lui-même la vitesse d'archet optimale pour ne pas *décharner* les notes. Ces résultats trouvent un écho intéressant avec plusieurs travaux sur les mouvements de personnes en situation de handicap moteur. En effet, les données obtenues sur des sujets paraplégiques[2] [Do 1985], hémiplégiques[3] [Horak 1984] ou parkinsoniennes [Bazalgette 1987][4] révèlent que certains de leurs ajustements posturaux naturels ne s'effectuent pas correctement lors d'un mouvement intentionnel (comme celui du bras par exemple), et qu'en conséquence la vitesse de ce mouvement se trouve être réduite [Bouisset 1991]. A propos des parkinsoniens, Bazalgette a notamment montré que si la vitesse des mouvements intentionnels de bras était supérieure en position assise que debout, la valeur maximale de cette vitesse correspondait au seuil à partir duquel les APAs[5] (Ajustements Posturaux Anticipateurs) apparaissent chez les sujets sains. De façon similaire à ces sujets malades, on peut supposer que les réductions de vitesse d'archet constatées

2. La paraplégie est une paralysie plus ou moins complète des deux membres inférieurs et de la partie basse du tronc.

3. Une hémiplégie est la paralysie d'une ou plusieurs parties d'un seul côté du corps.

4. La maladie de Parkinson se caractérise par la présence d'au moins deux des trois symptômes majeurs : La lenteur à initier les mouvements (*akinésie*), une raideur musculaire spécifique et le tremblement au repos.

5. Les APAs ou Ajustements Posturaux Anticipateurs, correspondent à l'un des trois types d'ajustement posturaux décrits section 2.8.9.2.

pour les violoncellistes en situation contrainte reflètent des déficiences sensori-motrices, dues au harnais qui "coupe le corps en deux" ou de la minerve, qui les rendent incapables de contrebalancer les forces perturbatrices engendrées par le mouvement.

8.2.4.3 Sur le corpus de la base de données

Pour terminer, nous appliquons la méthode de régression multiple au corpus global de la base de données, composé des sept violoncellistes et des quatre conditions posturales. Étant donné que dans ce contexte général, nous avons mis en évidence des mécanismes de compensation corporelle, l'intérêt de la régression consisterait à savoir si les compensations en terme de vitesse d'archet résulteraient des mêmes types de synergie que précédemment. Dans cette configuration, chaque variable qu'elle soit dépendante (la vitesse d'archet) ou prédictive (les déplacements angulaires) correspond à un vecteur de 28 valeurs (7 violoncellistes $\times$ 4 conditions posturales) non catégorisées, c'est-à-dire sans spécification de leur groupe d'appartenance (*N/SM/SC/SCH*).

Résultats Dans la table 8.3, on présente les coefficients de pondération associés aux prédicteurs angulaires, tels que calculés par la régression multiple. On peut se rendre compte que parmi les cinq descripteurs de "quantité de mouvement" angulaire, les plus significatifs pour expliquer les variations de vitesse d'archet sont les deux mêmes que précédemment : Le déplacement angulaire de torsion de buste *torsionchest* ($p < 0.05$), et celui de l'épaule *rshoulder* ($p < 0.01$).

TABLE 8.3 – Résultats de la régression multiple prédisant la vitesse d'archet à partir des "quantités de mouvement" angulaires sur le corpus global de la base de données. La p-value p affectée à chaque coefficient de pondération correspond à la pertinence d'ajouter le prédicteur associé (déplacement angulaire) dans le modèle : $^{*}p < 0.05$, $^{**}p < 0.01$, $^{***}p < 0.001$

Descs	torsionchest	hneck	rshoulder	relbow	rwrist
Coeffs	2.81^{*}	0.42	1.98^{**}	0.51	-0.03

Les caractéristiques du modèle de vitesse d'archet généré par la régression sont présentées figure 8.18. La figure 8.18(a) donne une vision synthétique des écarts entre les scores de vitesse observés et les scores de vitesse prédits. Comme précédemment, on constate qu'il est toujours possible de tracer une droite au travers du nuage de points, et donc de trouver une certaine linéarité entre la vitesse d'archet observée et une combinaison adéquate des "quantités de mouvement" angulaires. En effet, le modèle est significatif avec une qualité d'ajustement acceptable (coefficient de détermination $R^2 = 0.505$ et $R^2_{ajust} = 0.392$). On vérifie la linéarité du modèle en calculant les densités de probabilités des résidus (figure 8.18(b)). Un test de Lilliefors vient aussi confirmer la distribution normale du vecteur résiduel. Enfin, l'affichage des valeurs de résidus par observation montre qu'ils se répartissent uniformément des deux côtés de l'axe $y = 0$, ce qui confirme la bonne homoscédasticité du modèle (figure 8.18(c)).

Les résultats de cette régression multiple nous permettent d'inférer un modèle de prédiction basique de la vitesse d'archet dans le corpus de la base de données, à partir des deux mêmes "quantités de mouvement" angulaires que celles trouvées pour le corpus de décharnement :

$$VELbow_{\text{basic}} = 2.81 \times torsionchest + 1.98 \times rshoulder \tag{8.17}$$

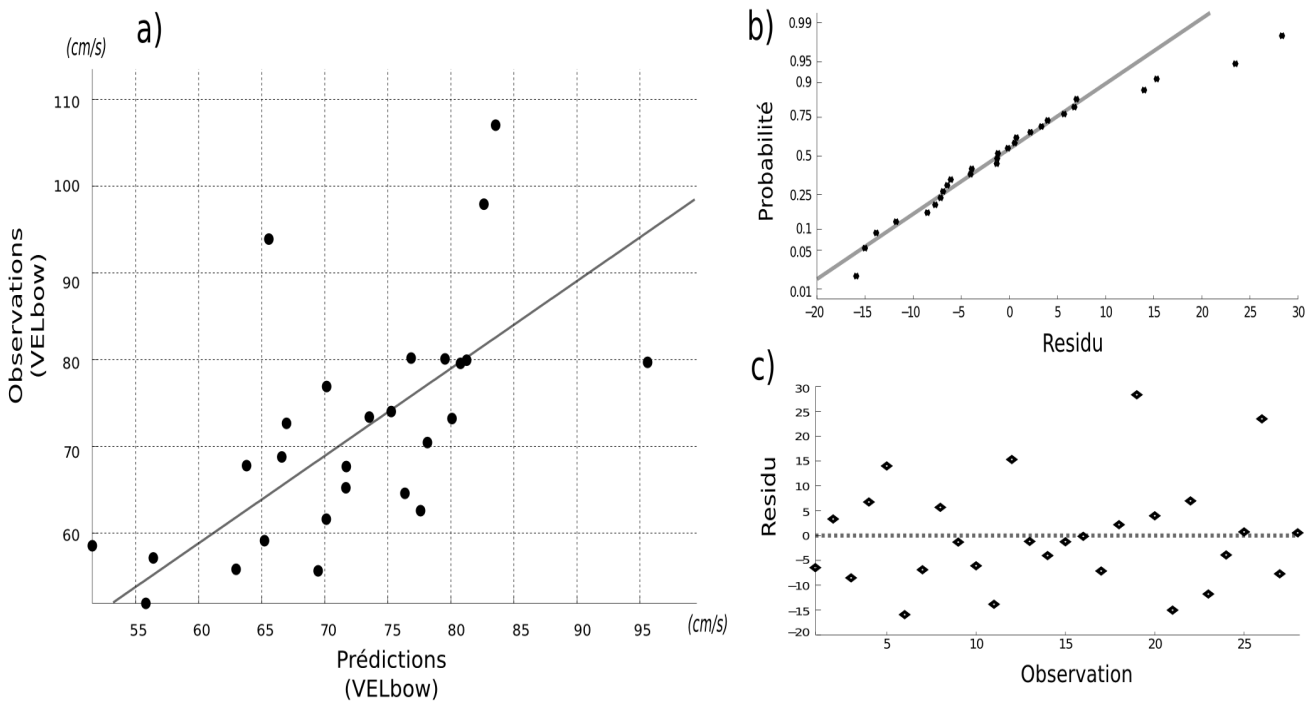


FIGURE 8.18 – Modèle issu de la régression linéaire multiple sur le corpus de la base de données. **a)** Relation entre les scores de vitesse d'archet observés et prédits par le modèle ($R^2 = 0.505$, $n = 28$). **b)** Graphe de probabilité des résidus. **c)** Dispersion brute des résidus.

8.2.5 Discussion générale

La désincarnation corporelle Il est intéressant de retrouver sur un plan global, c'est-à-dire tous violoncellistes et conditions posturales confondus, des résultats similaires à ceux obtenus localement lors du phénomène de décharnement acoustique (section 8.2.4.2). Cela suggère que quel que soit le contexte et la difficulté de la situation posturale, les musiciens essaient de produire la vitesse d'archet à partir d'un couplage dynamique entre amplitude de torsion du buste et ouverture de l'épaule. Ce couplage formerait en quelque sorte l'invariant du mouvement de *tiré* d'archet, indépendant des techniques et morphologies individuelles des violoncellistes. Il s'agit pour chacun de rechercher l'équilibre corporel entre une part ancillaire de mouvement liée à leur tronc, au maintien postural, et une part instrumentale liée à leur épaule, au moteur de la projection du bras. Avec les contraintes posturales, on altère cet équilibre corporel d'ajustement continu entre ancillaire et instrumental, et cela affecte aussi de manière implicite la symbiose instrumentale (cf section 2.8.6), c'est-à-dire qualité d'appariement entre les parties statique (violoncelle) et dynamique (archet) de l'instrument. En effet, d'après les principes de la cognition incarnée (cf section 2.5.2), on peut supposer que l'archet, naturellement considéré comme un troisième segment du bras chez des violoncellistes expérimentés, se désolidarise du corps à mesure que la contrainte posturale se renforce. La chute progressive constatée dans les vitesses moyennes d'archet avec les contraintes posturales (figure 8.2), étaye cette hypothèse d'une désincarnation du corps de l'instrumentiste, passant par une perte de fluidité dans la connexion entre son buste et son épaule droite. Ainsi, la vitesse de l'archet constituerait un bon indicateur de la qualité d'incorporation instrumentale (*embodiement*) à l'équilibre corporel général.

L'importance de la tête et du dos Parallèlement à cette perte progressive de la vitesse d'archet moyenne, nous avons constaté une augmentation de la proportion de notes Mi3 présentant des carac-

téristiques de décharnement acoustique (figure 7.10) à mesure que la contrainte posturale se renforce. Par conséquent, l'altération dans la capacité d'intégration corporelle de l'instrument et dans la fluidité de transmission des énergies entre le buste et l'épaule, auraient non seulement des conséquences sur l'élan communiqué à l'archet, mais aussi sur la qualité intrinsèque du timbre du son. Pris par rapport à l'ensemble des violoncellistes, ces effets ne sont significatifs qu'entre les situations de jeu naturelle et contrainte complète, ce qui tend à montrer l'importance des ajustements - même subtils - de la tête pour le maintien global de l'équilibre entre violoncelle et archet. On peut penser que c'est grâce à cette liberté de la tête que les violoncellistes, sous contrainte d'immobilisation physique buste seul (par le harnais uniquement), parviennent à générer une vitesse d'archet encore suffisante pour entretenir une certaine qualité du son. Cela pose implicitement l'existence d'une "quantité de mouvement" angulaire minimale de la tête, en-deçà de laquelle la synergie buste/épaule n'est plus assurée de fournir à l'archet la vitesse suffisante pour éviter le décharnement du son. Notons au passage que cette idée de seuil minimal du décharnement avait déjà pu être abordé au travers de l'étude des "quantités de mouvement" spatiales en fonction des conditions posturales (cf section 8.2.1.3). D'après la figure 8.15(a), le déplacement angulaire minimal de la tête (le seuil), évalué en situation d'immobilisation physique buste seul (SC), serait de l'ordre de trois degrés, sur la durée moyenne des notes Mi3 dans ce contexte. Par comparaison avec la figure 8.2, on constate que les vitesses d'archet moyennes correspondantes sont presque 10 cm/s plus faibles que celles de la situation de jeu naturelle, et qu'elles ne diminuent guère plus (en moyenne) avec le rajout de la minerve. Autrement dit, l'immobilisation par le harnais seul impacterait suffisamment la coordination entre le buste et l'épaule, pour freiner le mouvement du bras jusqu'à des vitesses susceptibles de faire "décrocher" l'archet, comme c'est le cas lors de l'ajout de la minerve. Cela s'explique bien car, sur le plan anatomique, le bras n'est pas connecté au tronc seulement au niveau de l'épaule mais par un réseau de muscles qui descend bien plus bas dans le dos, jusqu'au pelvis. Au sein de ce réseau, les trapèzes jouent un rôle particulièrement important lors d'un mouvement de *tiré d'archet*, car leur assise conditionne un soutien actif des épaules. En se retrouvant prisonniers du harnais, on peut supposer qu'un *effet cuirasse* est créé au niveau des muscles du dos, qui les démobilise de leur tâche de soutien au mouvement de *tiré* de l'archet. Cette *cuirasse musculaire*[6] provoquerait l'affaiblissement du tonus, le relâchement des appuis, et l'apparition de synergies (*patterns*) de compensation pour assurer malgré tout la réalisation de la tâche. Ces mécanismes de compensation sont générateurs de tension et de déséquilibre postural (cf section 5.2.5.1), perturbateurs pour la transmission de l'énergie du bas du tronc à l'épaule. Comme cette *désensibilisation* des muscles de posture clés de la chaîne motrice est associée à une vitesse d'archet plus faible en moyenne (contrainte posturale buste seul de la figure 8.2), nous pouvons en déduire que l'énergie permettant à l'épaule de projeter le bras d'archet vers l'avant (*antépulsion*) et le haut (*abduction*) viendrait ainsi réellement du dos.

L'altération du *transfert quadrilatéral* L'énergie circulant verticalement dans le dos vient de plus bas encore grâce notamment au *transfert quadrilatéral* déjà évoqué, qui puise dans les jambes l'énergie nécessaire à une balance entre l'orientation du bassin à gauche et l'allongement du bras d'archet à droite. Outre les trapèzes, l'*effet cuirasse* du harnais désensibiliserait également les muscles de l'insertion du grand dorsal au pelvis, qui forment naturellement un point d'appui central du dos dans sa *résistance latente* à l'instrument [Gagnepain 2001]. Bloqué en rétroversion, le bassin se retrouve privé de l'appui sur son ischion gauche et l'assise du musicien se déstabilise. Malgré tous ces effets cumulés, les violoncellistes parviennent tout de même dans l'ensemble à projeter leur mouvement d'archet dans la direction médio-latérale droite. Il peut paraître surprenant que cette stratégie de compensation ne les fasse pas tomber de leur siège, car comme nous l'avons expliqué section 2.8.8.2, une expansion vers la droite avec le bras

6. Le terme de *cuirasse* est un concept de Wilhem Reich, désignant l'adaptation neuro-musculaire d'un individu à la rigidité de son environnement affectif...

d'archet devrait toujours être compensée par une résistance à l'expansion à gauche. En fait ici, faute de pouvoir soulever suffisamment la fesse droite pour résister à l'expansion, les violoncellistes profiteraient de la *cuirasse* formée par le harnais pour s'appuyer dedans et projeter leur geste instrumental le plus à droite possible. Il s'agit d'une technique envisageable pour ouvrir artificiellement "l'essuie-glace" formé par l'avant-bras autour du coude, et redonner de la vitesse à l'archet (cf section 8.2.3.4). Cette hypothèse est d'ailleurs confortée par les importantes aires d'oscillation posturales, produites dès que les violoncellistes se retrouvent en situation de jouer harnachés (cf section 5.2.4.3). Dans cette situation, la ligne de gravité s'éloigne du centre du polygone de sustentation et l'effort musculaire antigravitaire augmente pour compenser, ce qui rend tout l'équilibre du corps plus instable. Ainsi, on peut imaginer que si le harnais venait à s'ouvrir brusquement au cours du mouvement de *tiré* de l'archet, le violoncelliste se ferait déséquilibrer, sur le point de tomber à la droite de son siège faute de pouvoir retrouver la stabilisation sur ses ischions [7].

Enfin, il est fort probable que le fait de rajouter la minerve au harnais renforce encore ce phénomène. En effet, d'après notre modèle de prédiction (équation 8.17), la torsion du buste est génératrice de vitesse pour l'archet, ce qui implique également que la colonne vertébrale ait besoin de pivoter sur elle-même, tel un mât sur le socle du bassin. Dans la contrainte posturale par le buste seul, le harnais empêche ce pivot de la colonne, et il serait donc logique que la tête, restée libre de ses mouvements, tente de prendre le relais de la torsion du buste. On peut observer cette tendance figure 8.15(a) avec des "quantités de mouvement" angulaires de tête par rapport au buste (*hneck*) légèrement supérieures en moyenne pour la contrainte buste seul que pour la contrainte complète. Dans cette contrainte posturale complète (harnais et minerve), le corps des musiciens se retrouve soumis à l'inertie de leur tronc qui, tel un bloc rigide, n'est plus capable ni de tonus, ni de souplesse musculaire. Dans ces conditions, on peut comprendre qu'il soit bien plus difficile de produire *régulièrement* la vitesse d'archet adéquate. Effectivement, comme semble le suggérer la figure 8.2, on constate que les vitesses d'archet, impactées en moyenne de la même façon qu'en situation contrainte buste seul, présentent en revanche une plage de variations beaucoup plus large dans la situation de contrainte complète. De façon logique, notons que l'on retrouve également dans cette même situation des plus grandes variations pour les mesures du décharnement acoustique (figure 7.10). Les sons les plus décharnés seraient ainsi ceux pour lesquels les violoncellistes n'ont pas s'adapter au handicap du harnais, pour mettre en oeuvre la compensation latérale nécessaire à une vitesse adéquate de l'archet. Cette réorganisation "à la volée" des ajustements posturaux révèle que sous certaines conditions d'immobilisation, l'efficacité du mouvement peut être privilégiée au détriment de sa stabilité, afin d'assurer tout de même l'expressivité musicale. Il s'agit de la mise en place d'ajustements posturaux de réaction (CPAs) dont les caractéristiques sont décrites section 2.8.9.4 [Bouisset 1987]. Ces déductions sont renforcées par les explications de [Mantel 1995] à propos des mécanismes physiologiques du violoncelliste. Mantel compare en effet le comportement moteur du geste d'archet à un jeu de domino difficile à ajuster une fois qu'il est lancé. En l'occurrence, changer une vitesse d'archet inadéquate nécessite de modifier la course des dominos en communiquant une force additionnelle à chacune des pièces. Et lorsque plus aucune torsion de buste et d'ouverture d'épaule n'est possible, la seule possibilité reste la mise en place d'un *pattern de réaction compensatoire*, qui génère du travail musculaire et des tensions supplémentaires dans toutes les parties corporelles impliquées par la synergie habituelle.

L'altération du *transfert bilatéral* Nos résultats ont permis de supposer que la contrainte du harnais provoquait un effet de *cuirasse musculaire* contrariant la montée des énergies dans le buste, parfois au point de ne plus pouvoir suffisamment ouvrir l'épaule pour transmettre la bonne vitesse à l'archet. Ce phénomène atteint son apogée lorsque l'on rajoute la minerve, avec une apparition significativement

7. Rappelons que la *stabilisation posturale* correspond à l'ensemble des dispositions qu'une personne prend et des actions qu'elle entreprend pour résister efficacement à toute force tendant à perturber son état général d'équilibre, il existe donc une dimension intentionnelle [Bouisset 1991].

plus fréquente de notes décharnées. En fait, avec l'immobilisation de la tête par la minerve, c'est toute la ceinture scapulaire, et le travail de coordination entre les deux bras qui est déstabilisé. Rappelons-nous en effet qu'au tiré d'archet sur la note Mi3 par la main droite, se synchronise une anticipation de changement de corde et du démanché de la main gauche (cf section 6.4.1.5). Cette anticipation du démanché est considérablement précipitée dans la situation de contrainte posturale complète, avec des durées de notes Mi3 beaucoup plus courtes que la normale, et au final une déstabilisation de l'élan rythmique propagée au groupe de trois notes qui la suivent (figure 6.11). La contrainte sur la tête aurait donc non seulement perturbé le *transfert quadrilatéral* des énergies verticalement dans l'axe du tronc, mais aussi le *transfert bilatéral*, responsable de la répartition horizontale des énergies entre les deux bras. Autrement dit, un démanché moins assuré, plus précipité au bras gauche peut aussi avoir contribué à la fermeture plus rapide du geste d'archet, au "resserrement de l'essuie-glace" formé par l'avant-bras. Puisqu'au final l'archet est projeté moins loin du corps, il en résulte logiquement une vitesse d'archet plus faible. Le rôle de la tête serait donc très important pour assurer cette synchronisation des bras. Ces déductions renforcent les principes de la technique Alexander [Alexander 1974], selon lesquels les directions primaires du musicien, et notamment la tête bien à l'aplomb de la colonne sans contractions du cou, sont un préalable indispensable à une coordination optimale (cf section 2.8.8.3). Cela n'est d'ailleurs pas très étonnant quand on sait que la nuque est la partie du corps qui compte le plus de récepteurs proprioceptifs. Les positionnements de la tête et de la nuque, charnière entre le buste et l'épaule, joueraient donc un rôle fondamental dans le maintien de l'équilibre dynamique entre bras droit et gauche, tout comme dans l'incarnation corporelle du violoncelle et de l'archet. La mobilité de la tête et des vertèbres cervicales, même légère, permettrait à l'instrumentiste de conserver une intrication correcte entre le temps (l'anticipation du geste de démanché de la main gauche sans précipitation) et l'espace (le déroulé du geste d'archet de la main droite à la bonne vitesse). Au final, une distribution optimale des énergies musculaires au niveau de la nuque, capitalisant sur le jeu des oppositions entre le travail des jambes et celui des bras, garantirait stabilité et adhérence au point de contact de l'archet avec la corde du violoncelle. Certains pédagogues du violoncelle décrivent en effet ce point de contact comme un *centre de gravité des énergies sur l'instrument* [Gagnepain 2001], si bien qu'un déséquilibre, un manque d'assise ou d'appui postural correct dans le dos, la nuque ou le bassin, se répercuterait fatalement sur la qualité, la densité sonore du talon à la pointe de l'archet.

Cinquième partie

Conclusion et perspectives

Chapitre 9

Conclusion

9.1 Synthèse de l'étude

9.1.1 Contexte

L'expressivité musicale d'un instrumentiste peut généralement s'analyser selon deux niveaux : Un *niveau bas* ou structurel lié aux composantes mêmes de la partition, et un *niveau haut* ou émotionnel lié aux états affectifs suscités par l'atmosphère de l'oeuvre. Ces deux niveaux font partie du concept musical élaboré en amont par le musicien (on parle aussi de *chant intérieur*), et servent de guide à ses mouvements pendant l'exécution de la performance. De même, la gestuelle d'un musicien et de l'instrumentiste à cordes frottées en particulier peut s'analyser selon deux niveaux : une gestuelle instrumentale liée à la production directe du son par ses mouvements de bras, et une gestuelle ancillaire davantage liée aux mouvements posturaux non directement évidents pour les caractéristiques expressives du son produit.

Dans cette thèse, nous nous sommes intéressés aux relations entre les gestes ancillaires posturaux non évidents des violoncellistes (mouvements de buste et de tête en l'occurrence) et les caractéristiques structurelles de leur expressivité musicale (variations de rythme et de timbre). Plus spécifiquement, nous avons recherché dans quelle mesure la perception de cette expressivité pouvait être subtilement influencée par l'organisation physiologique de leur activité posturale. Il s'agit d'un travail d'analyse sur les petites variations corporelles du violoncelliste, les petits ajustements posturaux potentiellement indispensables pour lui permettre d'exprimer la structure musicale et de phraser son discours, indépendamment de tout contexte émotionnel. Par cette approche, nous avons souhaité savoir si les mouvements posturaux d'un violoncelliste faisaient partie intégrante du geste musical, nécessaires au même titre que ses gestes instrumentaux classiques.

9.1.2 Méthodologie

La méthodologie mise en oeuvre dans cette thèse est originale, puisqu'elle impacte plus ou moins directement les capacités sensori-motrices des violoncellistes et la façon dont les structures musicales sont naturellement incorporées (*embodied*), c'est-à-dire enracinées en profondeur dans leur "usage d'eux-mêmes" (*grounded cognition*) [Leman 2014]. Trois types de contraintes posturales graduelles ont été employées à cet effet : une contrainte d'immobilisation mentale du tronc (la buste et la tête) pour observer les déplacements posturaux résiduels irréductibles ; une contrainte d'immobilisation physique par le buste au moyen d'un système de harnachement permettant aux musiciens de conserver malgré tout leur liberté de mouvement d'épaules ; et une contrainte d'immobilisation physique par le buste et la tête, où le harnais est complété d'une minerve pour limiter la liberté de la tête au niveau de la charnière du cou. Les violoncellistes participants étaient tous professionnels ou très expérimentés, de façon à ne pouvoir attribuer les défauts potentiels d'expressivité qu'aux situations de contraintes posturales mises en oeuvre.

Afin d'évaluer spécifiquement l'influence de la structure musicale sur l'expressivité des violoncellistes, nous n'avons pas repris des pièces du répertoire classique mais créé des partitions expérimentales adaptées, regroupant divers types de difficultés techniques calibrées en doigtés et possibilités de coups d'archet. En demandant aux musiciens de jouer ces partitions toujours selon le même niveau d'intention expressive

quelle que soit la contrainte posturale, nous nous sommes assurés d'une influence de la structure musicale seule dans les variations d'expressivité mesurées. La planification motrice globale du violoncelliste reste ainsi inchangée (*boucle action/perception*), seules changent les réactions sensori-motrices bas-niveau sous l'effet des contraintes posturales (*boucle sensori-motrice*) [Leman 2012b]. Les répercussions en sont mesurées au niveau des déplacements posturaux globaux, des variations de vitesses du geste instrumental d'archet, ainsi que dans les caractéristiques acoustiques rythmiques (métrique et phrasé) et de timbre (déviations spectro-temporelles).

9.1.3 Résultats

Les résultats de cette thèse ont été obtenus à partir de deux types d'analyses complémentaires : Des *analyses extrinsèques* (effectuées sur une séquence de plusieurs notes) pour évaluer l'influence des mouvements posturaux sur les caractéristiques expressives liées au rythme. Et des *analyses intrinsèques* (effectuées sur une note particulière) pour évaluer l'influence des mouvements posturaux sur les caractéristiques expressives liées au timbre. Pour des raisons liées au temps de dépouillement et de traitement manuel des données, nous avons focalisé notre investigation sur une partie spécifique de la partition, dans laquelle les violoncellistes ont dans l'ensemble rencontré le plus de difficultés sous l'effet des contraintes posturales.

9.1.3.1 Résultats centraux

Avant de présenter en détail les résultats liés aux deux types d'analyse, nous pouvons dire qu'un certain nombre d'éléments de réponse ont été apportés aux questionnements centraux fondant ce travail de recherche. De grandes variabilités existent dans les attitudes posturales de chaque violoncelliste. Certains bougent très peu le corps et restent visuellement très statiques, alors que d'autres jouent beaucoup avec le tronc en accompagnant presque systématiquement l'archet dans tous ses déplacements. Cela donne au final une palette de gestes ancillaires et de *signatures* instrumentales très diversifiée entre les musiciens mais aussi très stable et reproductible par musicien. On ne peut pas dire qu'il existe une bonne posture ou bonne façon de bouger le corps pour être expressif, car cela dépend intimement de la relation complexe que chaque individu tisse avec son instrument au fil des années d'apprentissage. Néanmoins, notre expérimentation a pu mettre en évidence certains invariants de *langage corporel* importants et communs à beaucoup de violoncellistes pour exprimer la structure musicale et produire un discours de phrases cohérent. La ***flexibilité posturale*** apparaît comme étant l'un des éléments les plus importants de ce langage. Une part importante de l'expression musicale serait donc contenue dans les subtils ajustements posturaux effectués localement pour *coarticuler* le rythme et équilibrer le timbre des notes composant chaque phrase.

Les situations d'immobilisation ont en effet pu révéler le danger inhérent aux postures inflexibles. Lorsque la posture du dos des violoncellistes est figée, nous avons montré qu'il se produisait des déséquilibres posturaux, lors de l'exécution des stratégies motrices habituelles. La perte de liberté de la charnière buste/tête accentue ces effets en les répercutant à l'expressivité musicale sous la forme de désorganisations rythmiques localisées et d'appauvrissements des couleurs du timbre (partie III). Nos résultats mettent d'abord ainsi en évidence une connexion forte entre les mouvements posturaux des violoncellistes et leur perception du rythme. Il s'agit d'un lien intrinsèque entre "sens postural" (*statesthésie*) et "sens rythmique", particulièrement important lors de synergies complexes coordonnant les deux bras. Le manque d'*élasticité corporelle* impacterait en effet directement l'anticipation des modulations de vitesses de l'archet (à la main droite) et précipiterait davantage les grands démanchés (à la main gauche). Néanmoins, ces altérations du rythme propre aux muscles posturaux nuisent essentiellement à l'expressivité musicale

lors des passages structurels les plus complexes impliquant des jeux courts d'archet (*détachés*). La capacité à réagir aux contraintes posturales semble en effet meilleure pour les jeux longs d'archet (*legatos*), ce qui laisse supposer différents niveaux de compensation ou d'adaptation cognitive aux conflits sensoriels rencontrés par les musiciens [Berthoz 1997].

Quelles que soient leurs amplitudes ou formes spécifiques, il apparaît ainsi que les mouvements posturaux du tronc des violoncellistes ont d'abord besoin de flexibilité pour rester guidés par le *chant intérieur*, conserver le fil expressif du discours musical et ce malgré les obstacles structurels de la partition. Il s'agit d'une *plasticité* de fonctionnement comparable à celle qui différencie le roseau du chêne dans la fable de Jean de la Fontaine. La stabilité posturale des violoncellistes devrait ainsi se concevoir par rapport à une structure de tronc déformable et souple (le roseau qui, sous la pression du vent et de la pluie, plie mais ne rompt point), et non à un système rigide (le chêne fier de sa robustesse légendaire et pourtant finalement arraché par l'intempérie...). Parmi les problèmes de rigidité posturale, le manque de liberté de la tête s'est révélé particulièrement nuisible au timbre de la première note du passage musical précédemment identifié. Cette importance de la tête et de la liberté articulaire de la nuque est cohérente avec les approches en psychologie expérimentale sur les fonctionnement et usage du musicien [Alexander 1955]. La fermeture de la charnière buste/tête dans ce contexte engendre en effet un geste d'archet plus étriqué, de vitesse plus faible, fréquemment perçu par un "décharnement" du son (partie IV). Nous montrons notamment que la torsion de la colonne et l'ouverture de l'épaule droite constituent deux invariants posturaux du *langage corporel*, permettant aux violoncellistes de ne pas décharner les notes. Ils formeraient donc à ce titre un véritable geste musical.

9.1.3.2 Résultats d'analyse extrinsèque

Les résultats liés aux analyses extrinsèques font l'objet de la partie III de la thèse, composée de deux chapitres (5 et 6). Le résultat principal du chapitre 5 met en évidence l'importance de la *capacité posturo-cinétique*[1] des violoncellistes. Nous montrons notamment que les mouvements posturaux ne peuvent pas être inhibés sans engendrer du déséquilibre dans la mise en oeuvre des stratégies motrices (synergies) habituelles. Le résultat principal du chapitre 6 met en évidence l'importance de la *cohésion métrique et rythmique* entre les gestes ancillaires et instrumentaux d'archet des violoncellistes. Nous montrons ici une connexion entre l'équilibre postural et l'équilibre rythmique du phrasé musical. Le déséquilibre rythmique causé par l'absence de mouvements posturaux est particulièrement consistant lors des passages qui nécessitent une bonne coordination motrice entre les deux bras.

La capacité posturo-cinétique Afin d'évaluer l'importance des mouvements posturaux sur l'équilibre global des violoncellistes, nous avons tout d'abord mesuré les caractéristiques géométriques de leurs oscillations posturales sur une plateforme de force, dans les différentes contraintes d'immobilisation. Selon des résultats semblables à ceux de [Wanderley 2005], il s'avère qu'aucun violoncelliste n'a pu s'immobiliser complètement en situation de contrainte mentale, tout en maintenant le même niveau expressif. Les contraintes d'immobilisation physique se soldent même par l'accroissement et arrondissement notables des aires d'oscillations posturales, liés au surcroît d'efforts appliqués par le tronc sur la plateforme. Ce phénomène reflèterait la difficulté ressentie dans ces conditions à résister posturalement à l'expansion de l'archet, et donc à maintenir un équilibre postural solide. Les contraintes d'immobilisation physique empêchent les ajustements posturaux naturels de faire leur travail, à savoir minimiser les déplacements du centre de masse du violoncelliste. Le tonus musculaire s'affaiblit, la symbiose naturelle avec l'instrument

1. La capacité posturo-cinétique est une notion de mouvement développée par [Bouisset 1983]. Elle traduit la capacité à anticiper posturalement les perturbations induites par les gestes intentionnels, ce qui dans le cas du violoncelliste serait le geste instrumental de l'archet.

est moins bonne, si bien que c'est finalement toute la capacité posturo-cinétique naturelle des musiciens qui s'en trouve affectée. Sans cette capacité de contrôle postural, les violoncellistes sont davantage soumis aux fluctuations de leurs gestes instrumentaux, et notamment de leur archet, moins à même de prédire adroitement sa conduite.

On a aussi pu constater que l'altération posturo-cinétique se traduisait différemment selon le mode de jeu utilisé à l'archet, grâce à des analyses de coordination entre les périodicités des gestes et des oscillations posturales. La décomposition du mouvement entre une *chaîne focale* liée aux gestes instrumentaux du bras droit d'archet et une *chaîne posturale* liée aux gestes ancillaires du tronc, montre que la contribution des segments du tronc aux oscillations posturales globales se renforce avec la contrainte. Pour les coups d'archet courts ou *détachés*, cette contribution devient équivalente et même supérieure à celle du geste instrumental d'archet en situation d'immobilisation contrainte complète, ce qui souligne l'importance du buste et de la tête pour éviter la mise en résonance du corps du musicien avec ses coups d'archet. Les efforts importants développés dans ce mode lors des contraintes physiques révèlent effectivement la mise en oeuvre d'une ***stratégie de coordination en bloc*** nuisible à l'équilibre général. Pour les coups d'archet longs ou *legato*, les oscillations posturales reflètent d'autant plus les mouvements ancillaires du tronc que la contrainte augmente. Cela signifie que les violoncellistes ont besoin d'une certaine résonance naturelle entre leur tronc et les longs coups d'archet, et que lorsqu'ils en sont empêchés, cela se traduit par la mise en place d'une ***stratégie de coordination articulée*** qui dissocie davantage les mouvements de la chaîne focale de ceux de la chaîne posturale. Dans les deux types de coups d'archet quoiqu'il en soit, les violoncellistes ne semblent pas pouvoir jouer avec leur seul bras droit, sans utiliser d'ajustements posturaux adéquats pour garantir l'équilibre et développer le mouvement de l'archet.

La cohésion de la métrique et du phrasé musical L'importance des jeux d'opposition et de *résistance latente* naturels entre le violoncelliste et son instrument, semblent également fondamentaux pour assurer une cohésion métrique entre les mouvements posturaux et instrumentaux. Nous avons en effet évalué l'encodage corporel des unités métriques de la partition en fonction des contraintes posturales, par un travail d'extraction des périodicités correspondantes dans les mouvements de tronc et d'archet des violoncellistes. Il s'avère que naturellement, les unités métriques sont classées dans des segments corporels ou unités motrices de taille proportionnelle : alors que les gestes d'archet encodent les unités métriques courtes et rapides liées au temps (la pulsation), les mouvements posturaux du tronc encodent quant à eux des unités métriques plus longues et lentes, de l'ordre de la demi-mesure ou de la mesure. Ils assurent ainsi plutôt un rôle de support, de soutien, de soulignement structurel au discours musical. Nous avons montré que le renforcement des contraintes posturales avait pour effet de briser progressivement cette cohérence métrique naturelle du tronc et de l'archet. Dans le mode de jeu d'archet *détaché* notamment, les mouvements oscillants du tronc, généralement synchronisés sur la forme des motifs musicaux par temps, s'emballent avec les contraintes posturales jusqu'à se coupler et entrer en résonance avec ceux de l'archet. Cela induit une coordination corporelle "en bloc", néfaste à l'équilibre postural global. Dans le mode de jeu d'archet *legato*, le tronc comme soutien naturel des coups d'archet, s'emballe aussi sous les contraintes posturales jusqu'à conduire cette fois à un découplage accentué avec la métrique d'archet plus lente. Les violoncellistes parviendraient mieux d'ailleurs dans ce mode à compenser la contrainte en rétrogradant leur métrique d'archet, caractérisant une coordination motrice davantage "articulée".

Nous avons aussi pu constater que l'altération progressive du "sens postural" (*statesthésie*) des violoncellistes avec les contraintes, résultait en une réduction d'ensemble des durées de séquences et donc une perte du "sens du temps" qui passe, un résultat cohérent avec d'autres études sur l'ancillaire des musiciens [Wanderley 2005]. En mode d'archet *détaché*, ce phénomène semble consistant pour une majorité de violoncellistes quelles que soient les contraintes posturales, et plus progressif dans le mode d'archet *legato*. L'étude des déviations rythmiques révèle que la perte du sens temporel est particulièrement accentuée

lors de passages syncopés joués en coups d'archet *détachés*. Sur un passage de quatre notes syncopées comprenant un démanché rapide de la main gauche, le renforcement des contraintes posturales engendre effectivement un délitement de la *coarticulation rythmique*, c'est-à-dire un bousculement des impulsions rythmiques de notes. Nous supposons que les contraintes posturales génèrent ces dérèglements rythmiques tout d'abord en raison d'un affaiblissement du *système proprioceptif* impliqué dans le tonus musculaire et l'élan corporel nécessaires pour construire la phrase. Sans un tronc à la fois réactif et flexible (comme un roseau), il semble en effet difficile d'assurer des synergies motrices complexes coordonnant les deux mains. Et puisque les plus grandes irrégularités rythmiques locales surviennent lorsque la tête est bloquée, nous suggérons également un dérèglement du mécanisme d'horloge interne au *système vestibulaire*, impliqué dans la gestion de l'équilibre [Phillips-Silver 2008, Trainor 2009].

Une conséquence directe de ce déséquilibre rythmique et postural se retrouve dans la même séquence, au niveau des modulations de vitesses d'archet inter-notes, qui s'amenuisent significativement lorsque tout le tronc du musicien est physiquement immobilisé. En l'absence d'un bon fonctionnement proprioceptif et vestibulaire, la plupart des violoncellistes auraient donc été gênés pour anticiper les vitesses de l'archet, notamment en jeu court *détaché*. Lors des coups d'archet plus longs du jeu *legato*, l'inhibition des mouvements de buste et de tête semble avoir été mieux compensée, puisque les déviations rythmiques restent isochrones par rapport à la normale. Enfin, la désorganisation du contrôle de l'espace et des vitesses d'archet se retrouve aussi dans l'altération des "couleurs du timbre" qui composent la phrase de quatre notes. L'uniformisation des vitesses d'archet inter-notes engendre notamment un jeu plus fade, correspondant à une uniformisation de la richesse spectrale des notes, quelles que soient leur hauteur. Nous suggérons que ce phénomène détruit localement la *coarticulation sonore*, c'est-à-dire la sensation continue d'une même courbe sonore de phrasé entre les notes qui naît et se renouvelle d'elle-même. Le geste d'archet juste serait ainsi celui permettant d'intégrer (coarticuler) tous les autres en une action musicale fluide plus globale, sur la base d'un corps flexible et d'une certaine "liberté" d'ajustement posturale.

9.1.3.3 Résultats d'analyse intrinsèque

Les résultats liés aux analyses intrinsèques font l'objet de la partie IV de la thèse, composée de deux chapitres (7 et 8). Le résultat principal du chapitre 7 met en évidence la *multidimensionnalité liée au timbre* d'un son de violoncelle, à partir d'analyses structurelles et perceptives de la première note du passage de quatre notes syncopées étudié précédemment. On caractérise notamment la sensation de décharnement acoustique (*harshness* en anglais), c'est-à-dire l'aspect grinçant, nasillard et métallique, fréquemment associée à cette note en situation d'immobilisation posturale physique complète par le buste et la tête. Le début du chapitre 8 nous permet d'extraire une corrélation canonique entre le phénomène de décharnement et une baisse globale de la vitesse de l'archet sur cette note. Pour autant, le résultat principal du chapitre 8 met en évidence l'importance de l'*équilibre dynamique* entre la torsion de la colonne vertébrale et l'ouverture de l'épaule droite des violoncellistes, pour assurer une vitesse d'archet optimale et ne pas décharner la note.

Le contrôle de la multidimensionnalité du timbre musical Si les passages nécessitant la coordination motrice des deux bras semblent plus difficiles à jouer en situation d'immobilisation posturale complète, une note en particulier a retenu notre attention, en raison de l'altération régulière de son timbre, fortement préjudiciable pour la coarticulation sonore du reste de la phrase. Afin de caractériser précisément les caractéristiques acoustiques de cette perte de matière sonore, nous avons capturé les différences macroscopiques existantes entre ce type de signal dégradé ou décharné, et son équivalent rond ou charnu joué correctement. La méthodologie, basée sur les masques de Gabor, révèle que trois descripteurs acoustiques émergent de la transformation spectro-temporelle d'un timbre de note rond à décharné : Une

montée plus lente de l'énergie dans le signal, l'émergence d'une zone formantique associée à un enrichissement excessif des composantes spectrales haute-fréquence, ainsi qu'une plus grande asynchronie dans l'évolution temporelle des partiels lors de l'attaque. Cela correspond physiquement à une mise en vibration de la corde plus instable et plus lente, où l'énergie vibratoire transmise par le chevalet ne parvient pas à mettre correctement en résonance le corps de l'instrument.

L'aspect multidimensionnel de cette transformation du timbre a pu être validé perceptivement, au moyen de deux méthodologies complémentaires basées sur des tests d'écoute. La première est une technique de morphing utilisant les multiplicateurs de Gabor, pour construire des continua de sons progressivement décharnés. En effectuant une régression des scores perceptifs associés à chaque son des continua sur les descripteurs acoustiques identifiés au niveau signal, nous avons pu implémenter un modèle calibré du décharnement acoustique mettant en jeu les descripteurs les plus pertinents. La seconde technique repose davantage sur un contrôle direct du décharnement perçu, à l'aide de transformations de synthèse croisées entre les enveloppes temporelles et spectrales des signaux acoustiques. Les jugements perceptifs de dissimilarités entre ces sons de synthèse ont conduit à l'élaboration d'un espace perceptif du décharnement acoustique à trois dimensions, corrélées chacune à un aspect spectral, temporel, et surtout spectro-temporel du phénomène. La combinaison d'un comportement harmonique plus chaotique et d'une pente d'attaque plus molle lors du développement du son, semblent être en effet les principaux facteurs responsables de la sensation perceptive de décharnement.

L'équilibre dynamique entre colonne et épaule dans la "projection" de l'archet L'impression fermée et étriquée que procure un son de violoncelle décharné, restant comme prisonnier de l'instrument, trouve une explication non seulement sur le plan des paramètres physiques de mise en vibration de la corde, mais aussi sur le plan de paramètres corporels de plus haut-niveau impliquant la posture. S'agissant des paramètres physiques, nous avons pu montrer par une analyse des corrélations canoniques que la baisse moyenne des vitesses d'archet sur la note coïncidait avec l'évolution des caractéristiques temporelles et spectrales du signal sonore décharné, à savoir respectivement une décroissance de la pente d'attaque temporelle couplée à une croissance du transfert d'énergie spectrale vers les hautes fréquences. Des analyses fonctionnelles plus fines, basées sur l'évolution de ces descripteurs dans le temps, ont également mis à jour une covariation sous contrainte posturale entre la décélération des vitesses de l'archet et l'apparition des caractéristiques du décharnement acoustique. Pour l'ensemble des violoncellistes, nous observons globalement que le renforcement des contraintes posturales tend à engendrer une baisse de leur vitesse d'archet moyenne sur la note, de façon relativement symétrique à l'augmentation de la proportion de sons décharnés.

S'agissant des paramètres corporels, une combinaison d'analyses basées sur les déplacements spatiaux relatifs, les quantités de mouvement et localisations angulaires des articulations sur la durée de la note, ont permis d'inférer deux éléments essentiels pour le contrôle de la vitesse du mouvement de *tiré* d'archet : La torsion du buste et l'ouverture angulaire de l'épaule droite. Nous suggérons que l'équilibre entre ces deux paramètres constitue un invariant de langage corporel des violoncellistes, indépendant de leurs techniques et morphologies individuelles. En raison de la chute généralisée des vitesses de l'archet sur la note en situation d'immobilisation physique, on suppose que la contrainte posturale du harnais emprisonne le musicien dans une sorte de "cuirasse musculaire", altérant le dynamisme de cet équilibre corporel (la torsion du buste n'est plus possible) tout comme la qualité d'incorporation (*embodiement*) des deux parties de l'instrument (violoncelle et archet). Cet effet cuirasse met en évidence l'importance de la tonicité et les points d'appui naturels du dos (comme les trapèzes ou les lombaires) dans les possibilités d'ouverture de l'épaule et la qualité de projection du bras droit vers le haut (*abduction*) et l'avant (*antépulsion*). En outre, la qualité de l'équilibre corporel et sonore semble encore plus compromise par l'adjonction de la minerve, qui se traduit régulièrement par un surcroît de *rotation externe* du bras en pivot autour de

l'articulation du coude, et des gestes instrumentaux d'archet davantage étriqués, en forme d'essuie-glace fermé.

Pour compenser ces problèmes d'exécution du *tiré* d'archet, les violoncellistes auraient tendance à mettre en oeuvre un *pattern moteur* spécifique, consistant à essayer d'"ouvrir un peu l'essuie-glace", c'est-à-dire à allonger latéralement leur geste d'archet en rotation interne. Nous suggérons qu'ils y parviennent en contractant artificiellement les muscles du tronc pour pouvoir s'appuyer dans le harnais sans perdre l'équilibre et transmettre de l'énergie jusqu'à l'avant-bras. Celui-ci devient alors moteur du mouvement de l'archet, alors que c'est normalement le rôle de l'épaule et de l'arrière-bras du violoncelliste [Gagnepain 2001]. Ce *pattern de compensation* révèlerait une nécessité d'adaptation spécifique du contrôle moteur, un changement de référentiel du mouvement d'archet sur la note à la volée, en réaction à la *désensibilisation posturale* produite par la contrainte. Nous supposons qu'il s'agit là d'ajustements posturaux de réaction (CPAs), servant à compenser l'absence d'ajustements posturaux naturels d'anticipation (APAs) permettant de résister à l'expansion du mouvement de l'archet. En accord avec [Mantel 1995], nous pensons que les ajustements posturaux naturels d'anticipation ou d'accompagnement, qui font partie des mouvements expressifs des violoncellistes, leur servent avant tout à conserver un équilibre optimal et une stabilité du point de contact entre l'archet et la corde, nécessaire à la qualité sonore. Enfin, la liberté qu'à la tête de bouger, de dodeliner d'une manière flexible, élastique et harmonieusement coordonnée avec le buste, ferait partie intégrante de la stratégie posturale d'équilibration des violoncellistes. Effectivement, si la tête est fixée au buste en une unité rigide, nos résultats suggèrent que les transferts d'énergie quadrilatéral (de la jambe gauche au bras droit) comme bilatéral (entre les deux bras) sont altérés, au point qu'il est plus difficile de *faire respirer l'archet* [Hoppenot 1981]. Ainsi, une circulation moins fluide de l'énergie musculaire dans tout le corps se retransmettrait localement à l'expressivité sonore sous forme d'un décharnement du timbre de note.

9.2 Perspectives

Les travaux menés dans cette thèse soulèvent de nombreuses perspectives et champs d'investigation, non seulement dans notre domaine d'étude lié à l'acoustique instrumentale, mais aussi dans des secteurs plus inattendus comme certains types de danse ou pathologies médicales. Comme nous l'avons démontré, les mouvements posturaux du buste et de la tête semblent effectivement impliqués dans la planification de l'activité motrice et la création d'une cohérence d'ensemble pour les mouvements corporels en rapport avec l'audition. On retrouve ces principes transposables à la psychomotricité des danseurs de Tango et des personnes atteintes de la maladie de Parkinson.

9.2.1 Dans la continuité de cette recherche sur les violoncellistes

9.2.1.1 Lien entre posture et coarticulation du phrasé musical

Arrivés au terme de notre investigation, nous pensons avoir pu apporter des éléments de réponse à un grand nombre de questions que nous nous posions en introduction. Néanmoins, nous sommes conscients de n'avoir explorer qu'un petit bout de l'iceberg sur les relations unissant les mouvements posturaux des violoncellistes à leur expressivité musicale. Il serait intéressant par exemple de reprendre cette étude en mesurant également la force d'archet, de façon à mieux comprendre les relations entre ce paramètre physique et les *forces musicales* incorporées aux gestes ancillaires. La volumétrie et la longueur des processus de traitement des données générées par l'expérimentation de cette thèse, nous ont contraint à faire des choix et nous focaliser sur les aspects structurels de la partition les plus saillants sur le plan expressif, ceux de la Partie 4 en l'occurrence. Mais d'autres caractéristiques structurelles, telles que les motifs de notes très disjointes de la Partie 5, révèlent des différences acoustiques par conditions posturales

intéressantes pour chaque violoncelliste. Chez une musicienne par exemple, nous avons pu constater une altération du rubato naturel local à un motif de quatre notes en situation d'immobilisation posturale physique. Chez une autre, la contrainte physique se traduit davantage dans cette partie par des difficultés d'articulation des notes, comme si le jeu à l'archet devenait plus mécanique, effectué note à note et non par petites phrases. Le lien entre l'élan corporel central (buste et tête) et la cohérence métrique, rythmique et sonore des phrases pourrait ainsi être davantage renforcé par une étude de coarticulation dans les autres parties de la partition.

Comme le dit [Gagnepain 2001], le rubato est une gestion du temps musical à l'exact opposé de l'imprécision rythmique : *C'est une liberté contrôlée, le fruit d'une hyperconscience rythmique.* Une perspective très intéressante de cette thèse pourrait consister à recenser tous les endroits de la partition ou les contraintes posturales entraînent l'altération du tempo-rubato, en tenant compte cette fois des particularités propres à chaque violoncelliste. Nous avons montré dans cette thèse que les violoncellistes avaient globalement tendance à *perdre le sens du temps* en situation d'immobilisation posturale. Cette perspective irait plus loin en traitant le phénomène sur un plan plus local et personnalisé, dans la continuité de nos résultats sur les altérations des déviations rythmiques. La distinction des mouvements posturaux des violoncellistes en fonction du mode de jeu à l'archet - court *détaché* ou long *legato* - nous a aussi apporté des pistes de réflexion intéressantes quant à leur rôle par rapport aux motifs de phrases musicales ou aux déplacements de l'archet dans la direction médiolatérale. On s'est aperçu que d'une manière générale, ces gestes ancillaires avaient tendance à souligner la structure des phrases (en mode *détaché*) ou soutenir les mouvements de l'archet (en mode *legato*). Il pourrait être pertinent de chercher à les caractériser géométriquement pour construire un alphabet de gestes ancillaires possibles du violoncelliste, comme dans [Caramiaux 2012] à propos des mouvements de pavillon des clarinettistes. Concernant justement les déplacements ancillaires spécifiques à l'instrument, le dépouillement des données acoustiques collectées par le micro Neuman, placé en champs proche, permettrait de déterminer les modulations naturelles du rayonnement acoustique causées par les mouvements du violoncelle. Cette approche suivrait celle de [Wanderley 1999a], montrant que les mouvements ancillaires de pavillon des clarinettistes entraînent des modulations spécifiques dans la dynamique des partiels du son perçu par l'auditeur.

9.2.1.2 Lien entre posture et neurophysiologie

Dans cette thèse, nous avons beaucoup parlé de l'influence des contraintes posturales sur les aspects de fonctionnement physiologique des violoncellistes. Le type de contraintes utilisées pour l'immobilisation physique des segments posturaux (harnais pour le buste, minerve pour la tête) permet effectivement d'inférer des perturbations de leur système sensori-moteur, proprioceptif et vestibulaire. S'il est fort probable que les contraintes ont altéré ces systèmes et notamment la distribution naturelle du tonus musculaire dans le corps des musiciens, il manque encore à ce jour des données scientifiques permettant de le valider complètement. Une perspective d'évolution de cette thèse pourrait ainsi consister à mesurer l'activité musculaire des violoncellistes au moyen de capteurs électromyographiques (EMG). Nos résultats suggèrent notamment que les contraintes posturales engendrent une fermeture des perceptions sensorielles, marquée par l'apparition de tensions nuisibles à l'équilibre des phases de contraction/détente naturelle des muscles. Des mesures de l'activité EMG permettraient probablement de renforcer la dépendance entre cette perte d'équilibre des sensations musculaires et la perte d'équilibre dans l'expression musicale rythmique et sonore. Les stratégies posturales d'anticipation (APAs), de réaction (CPAs) et la capacité posturo-cinétique en général, seraient aussi mieux mises en évidence par des données EMG, comme cela se fait classiquement dans le domaine du mouvement. A l'aide de données cinématiques et cinétiques, nous avons montré dans cette thèse que le schéma corporel du musicien est un système intelligent et plastique, semblable au *roseau* capable de changer sa forme (rétro-action) sinon sa structure (pro-action) face aux contraintes

que l'environnement lui impose. Les mesures d'activité électromyographique pourraient éclaircir encore davantage la compréhension de ces mécanismes de compensation mis en oeuvre par le schéma corporel.

La plasticité, la capacité à s'adapter et à "changer de référentiel" (pour reprendre une notion du mouvement) sont donc des points d'étude très intéressants et corollaires à nos travaux de recherche. [Berthoz 1997] parle à ce sujet de la nécessité de développer une *théorie cognitive de l'adaptation aux conflits sensoriels*, qui n'est finalement pas très éloignée des outils pédagogiques développés par la technique Alexander, pour apprendre au musicien à améliorer son usage de lui même et ne plus s'enfermer dans la mauvaise habitude du "fonçer droit au but" [Alexander 1974]. En altérant le contrôle primaire des violoncellistes, notre recherche a notamment montré des différences de réaction inter-individuelles aux contraintes posturales, d'ordre moteur comme psychologique. Une musicienne a par exemple ralentit excessivement son jeu en essayant de retrouver un centrage par la respiration ventrale, une autre semble avoir eu du mal à canaliser son stress en exprimant le besoin d'effectuer des étirements entre chaque prise, ainsi que son empathie pour les handicapés moteurs. Enfin, nous avons montré que la rigidification du tronc contraignait l'ensemble des violoncellistes à déporter leur attention sur l'avant-bras lors d'un *tiré* d'archet pour éviter de décharner la note. Ces différents éléments sont tous la manifestation de processus d'adaptation visant à effectuer une "mise à distance cognitive", c'est-à-dire un changement de référentiel pour réussir à effectuer la tâche malgré tout. Une perspective pédagogique puissante de cette thèse pourrait ainsi consister à trouver des outils pour consolider les référentiels psycho-moteurs du jeu des violoncellistes, et leur permettre de "lâcher prise" dans le mouvement même s'ils sont fragilisés par le stress ou des facteurs externes.

Cette notion du "lâcher prise", du laisser faire sans efforts chère à [Hoppenot 1981], est centrale chez les musiciens. Il s'agit d'une recherche permanente qui conditionne entièrement leur expressivité musicale : *Tous les problèmes psychologiques des fonctions motrices seraient bien simplifiés si on pouvait admettre que l'idée de mouvement se réalise d'elle-même. [...] L'idée est souvent incapable de produire le mouvement désiré ; S'il en était autrement, il n'y aurait dans la formation des habitudes ni échecs, ni progrès* [Guillaume 1968]. Nous avons vu notamment qu'un mouvement qui se réalise de lui-même est un mouvement sans tensions, conforme au principe du moindre effort. Il serait intéressant d'analyser dans quelle mesure certaines techniques d'archet expertes, comme celle dite "de la main morte" développée par le grand violoncelliste André Navarra, peuvent contribuer à développer un "lâcher prise" d'ensemble. A priori, cette position totalement décontractée de la main sur l'archet permettrait d'indiquer au cerveau la référence à partir de laquelle développer toute la précision du geste instrumental. On pourrait ainsi essayer de mieux comprendre le jeu de tensions et détentes musculaires, qui conditionne le geste juste des violoncellistes, sur la base de l'équilibre entre le référentiel de la main, c'est-à-dire la façon de tenir l'archet, et le référentiel du bassin qui structure la posture de la colonne et la position juste de la tête. En cas de plus grande difficulté technique nécessitant la coordination précise des deux bras, une étude de la façon dont le tonus musculaire se redistribue entre référentiels, permettrait d'observer comment un élément sonore nuisible au discours musical (un son décharné par exemple) peut être redressé et corrigé par le modèle interne. Cette approche aiderait en amont tout violoncelliste à déterminer précisément les points de blocage ou de tension corporels, pour mieux anticiper les chutes de vitesse de l'archet et les manques de sécurité dans les démanchés, directement responsables de la dégradation de l'expressivité musicale.

9.2.1.3 Lien entre posture et émotions

Si nos travaux se sont concentrés sur les variations expressives liées à la structure musicale, une perspective évidente de la thèse serait de rechercher dans quelle mesure les mouvements posturaux des violoncellistes influencent les variations expressives liées à leurs intentions émotionnelles. Nous voyons

deux manières de procéder pour mettre cela en évidence : Soit partir d'un extrait du répertoire émotionnellement peu connoté et demander aux musiciens de le jouer selon différentes intentions expressives, basées sur des adjectifs émotionnels (joie, tristesse, colère, peur, tendresse, solennité...) ou sensoriels (léger, lourd, brillant, sombre, doux, dur...). Soit utiliser un extrait du répertoire à forte connotation émotionnelle, et demander aux violoncellistes de le jouer de façon expressive (comme ils le feraient naturellement) puis non expressive (*deadpan*). Nous avions prévu de défricher un peu ces facettes de l'expressivité, en ajoutant à l'expérimentation décrite dans cette thèse une petite expérience rapide, permettant de se faire une idée du comportement postural des violoncellistes lorsqu'on leur demande de jouer une séquence du répertoire relativement peu connotée, selon différentes intentions émotionnelles. En l'occurrence, on leur a fait jouer le début de l'Allemande de la deuxième suite de Bach, dans trois conditions d'interprétation différentes : une première gaie, légère et brillante, une deuxième triste, lourde et sombre, enfin une troisième non expressive. Avant chaque interprétation, on laissait libre choix aux musiciens d'utiliser les coups d'archet et doigtés les plus à même de correspondre selon eux à l'intention émotionnelle demandée. Même si nous n'avons pas eu le temps de dépouiller ces données, nous avons pu constater des différences dans les choix des coups d'archet : Plutôt courts *détaché* pour exprimer une atmosphère gaie et légère ; Plutôt longs *legato* pour exprimer la tristesse et la lourdeur. Dans la continuité des analyses menées dans cette thèse, il serait donc intéressant d'aller au bout du dépouillement de ces nouvelles données, afin de comprendre comment les mouvement posturaux des violoncellistes encodent les intentions expressives liées à l'émotion. Cela permettrait notamment de vérifier la compatibilité avec nos observations des mouvements posturaux liés au versant structurel de l'expressivité musicale, et "enracinés" corporellement (*grounded cognition*) de façon différente selon le mode d'archet utilisé (*détaché/legato*).

9.2.2 Dans les domaines de la danse et du médical

9.2.2.1 La posture et le tango

Cette thèse nous a donné l'occasion de parler de la danse à plusieurs reprises en raison des principes de la cognition incarnée (*embodiement*) sur lesquels elle s'appuie. Notamment, si la musique produite par l'instrumentiste correspond à un acte d'encodage musical de ses mouvements corporels, la danse effectue le processus exactement inverse en décodant les structures musicales et les émotions qu'elle contient au travers de mouvements des différentes parties du corps. Parmi les multiples danses existantes dans le monde, le tango retient particulièrement l'attention de l'auteur, car celle-ci présente de fortes similitudes avec les éléments de langage corporel nécessaires au violoncelliste. Le plus évident de ces éléments communs est la forme de la connexion spécifique aux danseurs de tango. En effet, le violoncelle doit être connecté au buste du musicien, de façon stable et indépendante, avec les bras en pronation comme si on voulait faire un câlin à son instrument. De la même façon, la connexion (*l'abrazo* ou étreinte) du couple de tango doit s'effectuer, de façon subtile et légère, au niveau du buste uniquement sans tensions dans les bras. Cette similarité de forme entre les connexions du violoncelliste à son instrument et du danseur de tango à sa partenaire, offre une perspective d'investigation très intéressante sur les mécanismes miroirs d'encodage/décodage des mouvements posturaux au sein du son. Dans les deux domaines en effet, l'expressivité musicale repose sur un jeu d'oppositions fines (la *résistance latente*), qui garantit la fluidité de l'interaction des "partenaires" (musicien/violoncelle ou danseur/danseuse) dans le mouvement. Dans cette thèse notamment, nous avons montré qu'une rupture de la symbiose naturelle avec le violoncelle provoqué par les contraintes posturales, avait des répercussions sur le bon équilibre de paramètres physiques au niveau du point de contact archet/corde. L'archet doit toujours aussi rester *virtuellement lié* à la corde même lorsque la baguette se soulève, afin que le musicien puisse entretenir une respiration constante et fluide de son phrasé musical. De la même manière, le fait de s'avachir sur son partenaire de tango ou de l'entraîner en arrière avec soi, casse le jeu d'équilibre dynamique entre les

axes corporels des danseurs et décorrèle les mouvements des caractéristiques expressives perçues dans la musique. Les bustes peuvent aussi se séparer physiquement quelques temps, notamment lors des tours (on parle alors de connexion ouverte), mais doivent toujours néanmoins restés *virtuellement connectés* l'un à l'autre.

Plusieurs études perceptives ont mis en évidence des schémas d'organisation motrice (*mappings*) communs entre la danse et la musique [Krumhansl 1997, Camurri 2004]. Les deux domaines feraient notamment usage des gestes expressifs ancillaires non-verbaux pour transmettre les émotions. De façon cohérente avec nos résultats sur les violoncellistes, Krumhansl a démontré que les relations entre expressivité musicale et mouvements corporels des danseurs ne sont pas accidentels, et que ceux-ci s'organisent selon différents niveaux hiérachiques/métriques. On retrouve ces idées à propos du tango dans [Amenabar 2009], où les mouvements des danseurs peuvent être synchronisés soit sur certains temps du rythme de base (généralement marqués par le piano, la contrebasse ou un bandonéon), soit sur les accents de la mélodie (généralement marqués par un ou plusieurs violons). Il est possible que les danseurs se synchronisent tous deux sur l'un ou l'autre de ces éléments rythmiques (le rythme de base ou les accents de la mélodie), mais aussi que chacun interprète sa partition tout en restant connectés. Dans ce cas, c'est la coïncidence entre les points accentués de la mélodie et certains temps du rythme de base, qui permet aux deux danseurs de continuer à *fonctionner simultanément*. Il est très intéressant de noter que pour initier un mouvement, un tanguero ne doit jamais se servir directement de ses bras mais bien plutôt transmettre subtilement l'intention du déplacement à sa partenaire par le buste et donc la posture, en se concentrant sur ses appuis et son ancrage au sol. On retrouve ici une notion commune avec le violoncelliste, qui recherche l'énergie à communiquer au mouvement de l'archet en la puisant par les pieds, grâce au mécanisme du transfert quadrilatéral. Cela implique bien sûr pour le danseur de conserver une posture stable, droite et équilibrée dans laquelle le buste étire la colonne vers la haut, comme si un petit fil à plomb tirait constamment le sommet du crâne. Une perspective de cette thèse pourrait ainsi consister à mesurer ces principes énergétiques de fonctionnement communs entre le violoncelle et le tango, et montrer que dans ces deux domaines, la qualité pour ne pas dire *liberté* de l'interprétation passe par une meilleure *conscientisation* de sa posture et de l'unité de ses membres.

9.2.2.2 Le tango et la maladie de Parkinson

De par les contraintes posturales mises en place dans cette thèse, il semble logique d'envisager des perspectives, quoique plus indirectes, pour l'étude des relations entre le handicap et l'expressivité musicale. Si nos résultats permettent effectivement de considérer l'influence d'un handicap d'ordre postural sur l'expressivité musicale induite, nous pouvons, en vertu des processus miroirs de la cognition incarnée, prendre le problème à l'envers et considérer l'influence de l'expression musicale sur le handicap moteur. Dans ce contexte, des recherches très récentes, menées par le docteur neurologue Jean Denis Turc, ont mis en évidence les progrès stupéfiants réalisés par des malades atteints de la maladie de Parkinson lorsqu'on leur apprend les bases des pas de danse du tango... Citons les propos du docteur Turc (aussi surnommé le "neurologue-danseur") : *Quand on fait les premiers pas de tango, on nous demande de faire ce que nous, on demande à nos patients qui ont des troubles de la marche : aller en avant, se projeter en avant et marcher sur un certain rythme. La musique va les aider, elle donne un tempo qui va entraîner la stimulation.* Cela montrerait bien à quel point les mécanismes rythmiques et musculaires sont liés, et particulièrement sous cette forme de connexion spécifique par le buste que l'on retrouve de façon commune chez le violoncelliste et le danseur de tango. L'action de jouer du violoncelle ne serait ainsi pas si différente de celle de danser le tango, car ces deux formes d'expression reposent sur une *incorporation fine* des sensations auditives liées notamment au rythme du chant musical intériorisé ou entendu, et des sensations musculaires liées à la conscience ou "perception active" du mouvement (*la kinesthésie*).

Précisons à ce titre que l'un des critères fondamentaux pour diagnostiquer une maladie de Parkinson est *l'akinésie*, c'est-à-dire la lenteur à initier les mouvements, probablement causée selon [Bazalgette 1987] par une disparition quasi complète des APAs (Ajustements Posturaux d'Anticipation) lors du mouvement intentionnel. Cet élément d'étude révèlerait encore davantage l'importance de la résistance latente créée par le tango au niveau du buste pour prévenir les déséquilibres voire les chutes des parkinsoniens, et du rapport de leur posture à la verticale pour construire/coordonner les mouvements de manière fluide. Deux autres critères peuvent être pris en compte dans le diagnostic de la maladie de Parkinson : une raideur musculaire spécifique et le tremblement au repos [2]. Là encore, nous retrouvons un point commun avec la raideur ou tension musculaire déjà évoquée chez les violoncellistes, et si nuisible à leur expression musicale. La contrainte posturale physique du harnais nous a effectivement permis de constater une sorte d'effet cuirasse des muscles du dos, handicapante pour la projection et la transmission de l'énergie au bras droit lors d'un *tiré* de l'archet. Ainsi, tout comme le développement des sensations de flexibilité posturales du violoncelliste permettrait d'améliorer l'expression de son jeu, et de prévenir les troubles musculo-squelettiques [Alexander 1974], l'expressivité musicale contenue dans un tango favoriserait la redécouverte d'une certaine flexibilité posturale et d'équilibre (*une statesthésie*) chez les malades parkinsoniens. Dans les deux domaines (violoncelle et tango), il existerait un acte profondément sensible, affectif et même salvateur, au fait d'accorder consciemment des impulsions musicales à des impulsions de mouvement corporel. La musique détiendrait donc ce pouvoir de libérer l'individu des "cuirasses" qui l'entravent, de le réconcilier avec son corps, en déverrouillant ses gestes grâce au plaisir ressenti dans le partage d'une connexion subtile.

L'expressivité gestuelle et musicale du couple de tango (dessin de Claude Weisbuch)

2. Ces informations sont tirées du site `http://www.franceparkinson.fr`

Annexes

Annexe A

Questionnaires de fin de session posturale

A.1 Fin de la session posturale “Normale” (N)

A.1.1 Ressenti de la consigne

- Avez-vous eu des difficultés liées au tempo ?
- Avez-vous eu des difficultés liées au mode de jeu (détaché ou legato) ?
- Autres difficultés ?

A.1.2 Influence sur les mouvements

- Quels mouvements faites-vous pour jouer expressif ?
- Plus de mouvements pour un tempo lent ou rapide ?
- Plus de mouvements en mode de jeu détaché ou legato ?

A.1.3 Influence sur le son

- Avez-vous des remarques concernant le son produit durant la session ?

A.2 Fin de la session posturale “Immobilisation mentale” (SM)

A.2.1 Ressenti de la consigne

- Pensez-vous avoir réussi à rester complètement immobile tout en maintenant une bonne expressivité ? Points de blocage éventuels dans partition ?
- Avez-vous eu des difficultés liées au tempo ?
- Avez-vous eu des difficultés liées au mode de jeu (détaché ou legato) ?
- Autres difficultés ?

A.2.2 Influence sur les mouvements

- Votre buste ou votre tête ont-ils bougé malgré vous à certains moments ?
- Avez-vous ressenti le besoin de compenser quelque chose dans vos mouvements ? Si oui, comment l’avez vous fait ?

A.2.3 Influence sur le son

- Avez-vous ressenti un changement au niveau sonore et/ou au niveau phrasé musical par rapport à votre expressivité naturelle ?

A.3 Fin de la session posturale “Immobilisation physique du buste” (SC)

A.3.1 Ressenti de la consigne

- Vous êtes-vous senti à l’aise pour maintenir une bonne expressivité ? Points de blocage éventuels dans partition ?
- Avez-vous eu des difficultés liées au tempo ?
- Avez-vous eu des difficultés liées au mode de jeu (détaché ou legato) ?
- Autres difficultés ?

A.3.2 Influence sur les mouvements

- Votre tête a-t-elle bougé malgré vous à certains moments ?
- Avez-vous ressenti le besoin de compenser quelque chose dans vos mouvements ? Si oui, comment l’avez vous fait ?

A.3.3 Influence sur le son

- Avez-vous ressenti un changement au niveau sonore et/ou au niveau phrasé musical par rapport à votre expressivité naturelle ?

A.4 Fin de la session posturale “Immobilisation physique du buste et de la tête” (SCH)

A.4.1 Ressenti de la consigne

- Vous êtes-vous senti à l’aise pour maintenir une bonne expressivité ? Points de blocage éventuels dans partition ?
- Avez-vous eu des difficultés liées au tempo ?
- Avez-vous eu des difficultés liées au mode de jeu (détaché ou legato) ?
- Autres difficultés ?

A.4.2 Influence sur les mouvements

- Comment avez-vous compensé le manque de mobilité ?

A.4.3 Influence sur le son

- Avez-vous ressenti un changement au niveau sonore et/ou au niveau phrasé musical par rapport à votre expressivité naturelle ?

Annexe B

Questionnaires de fin d'expérience

B.1 Sur la Partie 1

B.1.1 Description

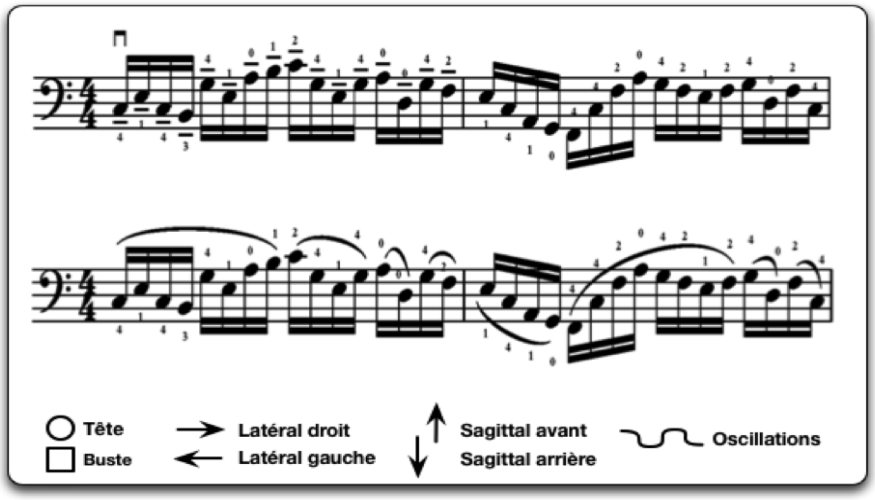
- Influence de la métrique d'archet dans un flux de notes quasi-conjointes
- Difficulté : Adapter son phrasé en fonction de la longueur des métriques d'archet (lié par 8, par 4, par 2 et détaché)

B.1.2 Questions

- Appliquez-vous une stratégie posturale dans la réalisation des legatos et détachés ?
- En mode de jeu legato, sauriez-vous expliquer comment vous adaptez vos mouvements aux différentes métriques d'archet ?
- Vous êtes-vous senti gêné par les consignes d'immobilisation dans cet exercice ? Avez-vous eu la sensation de vous exprimer aussi bien qu'en condition normale ? Sinon, pouvez-vous décrire le type de mouvement qui vous a manqué ?

B.1.3 Annotations

- Avez-vous eu l'impression de plus utiliser le buste ou la tête ?
- Mouvements plutôt latéraux, sagittaux, oscillants et dans quel sens ?



Annotez la partition à l'aide des symboles de mouvement postural perçus lors du jeu

B.2 Sur la Partie 2

B.2.1 Description

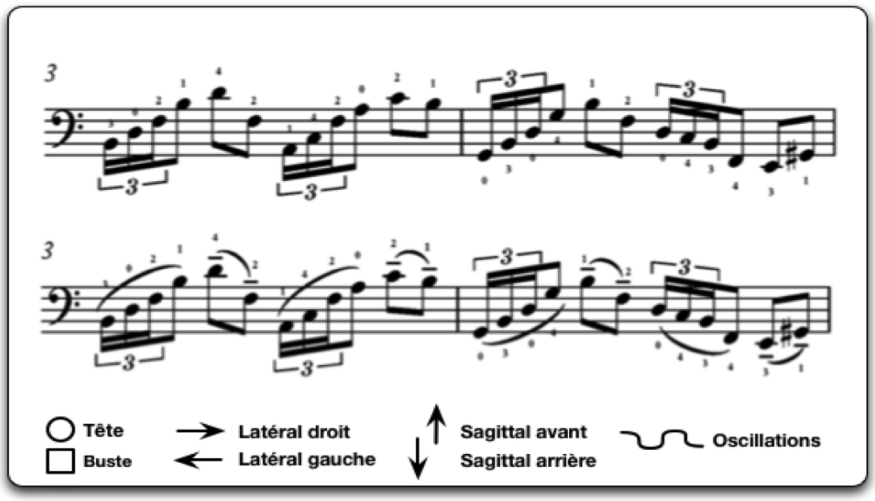
- Influence de l'alternance de rythmiques ternaire et binaire
- Difficulté : Casser l'élan ternaire pour passer subitement en binaire

B.2.2 Questions

- Appliquez-vous une stratégie posturale particulière pour fusionner les 2 types de motifs ternaire et binaire ?
- En mode de jeu legato, ressentez-vous le besoin de prendre de l'élan avec le corps pour mieux gérer la rupture sur le binaire ?
- Vous êtes-vous senti gêné par les consignes d'immobilisation dans cet exercice ? Avez-vous eu la sensation de vous exprimer aussi bien qu'en condition normale ? Sinon, pouvez-vous décrire le type de mouvement qui vous a manqué ?

B.2.3 Annotations

- Avez-vous eu l'impression de plus utiliser le buste ou la tête ?
- Mouvements plutôt latéraux, sagittaux, oscillants et dans quel sens ?



Annotez la partition à l'aide des symboles de mouvement postural perçus en jouant

B.3 Sur la Partie 3

B.3.1 Description

- Influence de motifs à structure répétitive de forme disjointe ou conjointe
- Difficulté sur les motifs disjoints : Gérer la rupture due au démanché par changement de corde
- Difficulté sur les motifs conjoints : Gérer l'effet vaguelettes

B.3.2 Questions

Sur les motifs disjoints :

- Appliquez-vous une stratégie posturale particulière pour mieux gérer la rupture démanchée ?
- En mode de jeu legato, ressentez-vous le besoin de prendre de l'élan avec le corps sur la première note de chaque motif pour mieux gérer le démanché ?

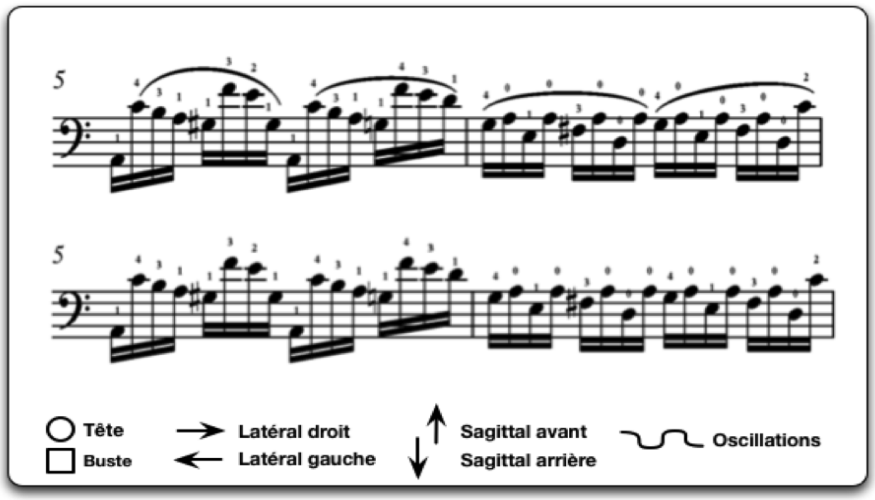
Sur les motifs conjoints :

- Appliquez-vous une stratégie posturale particulière pour mieux gérer l'effet vaguelettes ?
- En mode de jeu legato, ressentez-vous le besoin d'une mise en oscillations posturale à fournir pour chaque motif, afin de mieux gérer l'effet vaguelettes ?

Vous êtes-vous senti gêné par les consignes d'immobilisation dans cet exercice ? Avez-vous eu la sensation de vous exprimer aussi bien qu'en condition normale ? Sinon, pouvez-vous décrire le type de mouvement qui vous a manqué ?

B.3.3 Annotations

- Avez-vous eu l'impression de plus utiliser le buste ou la tête ?
- Mouvements plutôt latéraux, sagittaux, oscillants et dans quel sens ?



Annotez la partition à l'aide des symboles de mouvement postural perçus en jouant

B.4 Sur la Partie 4

B.4.1 Description

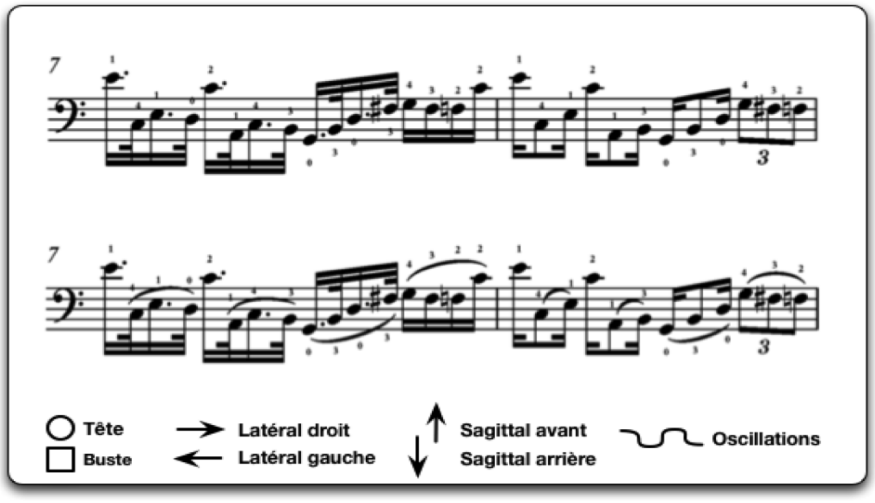
- Influence de rythmiques à double-croche pointée-triple et syncopettes dans des groupes de notes conjointes ou disjointes
- Difficulté : Gérer conjointement une rupture gestuelle et métrique

B.4.2 Questions

- Appliquez-vous une stratégie posturale pour anticiper la rupture métrique lors des démanchés ?
- Est-elle de même nature pour les double-croche pointées triple et les syncopettes ?
- Vous êtes-vous senti gêné par les consignes d'immobilisation dans cet exercice ? Avez-vous eu la sensation de vous exprimer aussi bien qu'en condition normale ? Sinon, pouvez-vous décrire le type de mouvement qui vous a manqué ?

B.4.3 Annotations

- Avez-vous eu l'impression de plus utiliser le buste ou la tête ?
- Mouvements plutôt latéraux, sagittaux, oscillants et dans quel sens ?



Annotez la partition à l'aide des symboles de mouvement postural perçus en jouant

B.5 Sur la Partie 5

B.5.1 Description

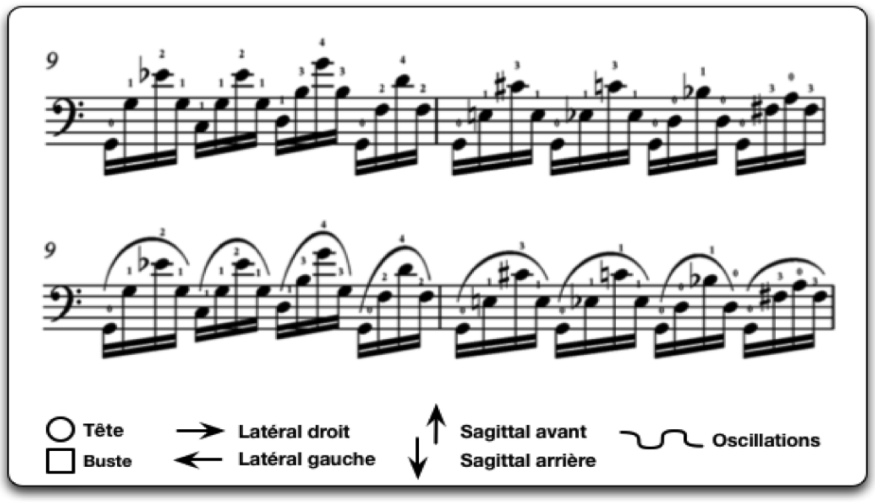
- Influence de motifs de notes très disjointes nécessitant beaucoup de mouvement d'archet
- Difficulté : Gérer les grands changements d'inclinaison de l'archet

B.5.2 Questions

- Appliquez-vous une stratégie posturale particulière pour mieux gérer les grands changements d'inclinaison de l'archet ?
- En mode de jeu legato, ressentez-vous une périodicité dans les mouvements de votre tête ?
- Vous êtes-vous senti gêné par les consignes d'immobilisation dans cet exercice ? Avez-vous eu la sensation de vous exprimer aussi bien qu'en condition normale ? Sinon, pouvez-vous décrire le type de mouvement qui vous a manqué ?

B.5.3 Annotations

- Avez-vous eu l'impression de plus utiliser le buste ou la tête ?
- Mouvements plutôt latéraux, sagittaux, oscillants et dans quel sens ?



Annotez la partition à l'aide des symboles de mouvement postural perçus en jouant

B.6 Sur la Partie 6

B.6.1 Description

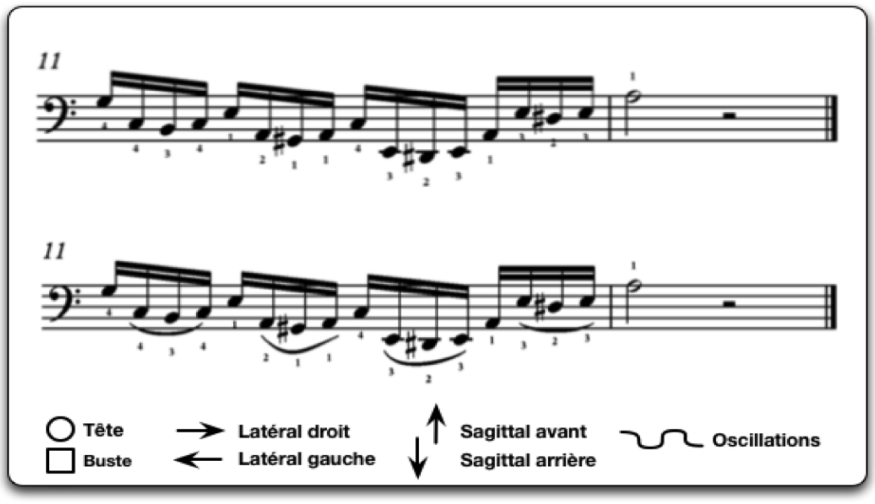
- Influence de motifs répétitifs effectués dans différents registres
- Difficulté : Gérer les changements de registre

B.6.2 Questions

- Appliquez-vous une stratégie posturale particulière pour mieux gérer les changements de registre ?
- En mode de jeu legato, ressentez-vous une orientation globale de votre corps en fonction de la zone de jeu du motif ?
- Vous êtes-vous senti gêné par les consignes d'immobilisation dans cet exercice ? Avez-vous eu la sensation de vous exprimer aussi bien qu'en condition normale ? Sinon, pouvez-vous décrire le type de mouvement qui vous a manqué ?

B.6.3 Annotations

- Avez-vous eu l'impression de plus utiliser le buste ou la tête ?
- Mouvements plutôt latéraux, sagittaux, oscillants et dans quel sens ?



Annotez la partition à l'aide des symboles de mouvement postural perçus en jouant

Bibliographie

[Aiello 1994] Rita Aiello. Music and language : Parallels and contrasts. Musical perceptions. New York : Oxford University Press., 1994. (Cité en page 41.)

[Alexander 1955] Frederick Matthias Alexander. The use of the self : Its conscious direction in relation to diagnosis, functionning, and the control of reaction. Integral Press, 1955. (Cité en pages 5, 11, 45, 51, 73, 122 et 255.)

[Alexander 1974] Frederick Matthias Alexander. The resurrection of the body : The essential writings of f. matthias alexander. Dell Publishing Company, 1974. (Cité en pages 5, 6, 45, 64, 251, 261, 264, 298 et 299.)

[Alluri 2010] Vinoo Alluri et Petri Toiviainen. *Exploring perceptual and acoustical correlates of polyphonic timbre*. Music Perception : An Interdisciplinary Journal, vol. 27, no. 3, pages 223–242, 2010. (Cité en pages 34 et 35.)

[Amelynck 2014] Denis Amelynck, Pieter-Jan Maes, Jean-Pierre Martens et Marc Leman. *Expressive body movement responses to music are coherent, consistent, and low dimensional*. IEEE transactions on cybernetics, vol. 44, no. 12, pages 2288–2301, 2014. (Cité en pages 59 et 217.)

[Amenabar 2009] Joaquin Amenabar. Tango : Dansons la musique. Joaquin Amenabar Ediciones, 2014, 2009. (Cité en page 263.)

[Aramaki 2009] Mitsuko Aramaki, Charles Gondre, Richard Kronland-Martinet, Thierry Voinier et Sølvi Ystad. *Thinking the sounds : an intuitive control of an impact sound synthesizer*. In International Conference on Auditory Display (ICAD'09), pages 119–124, 2009. (Cité en page 34.)

[Aramaki 2011] Mitsuko Aramaki, Mireille Besson, Richard Kronland-Martinet et Sølvi Ystad. *Controlling the perceived material in an impact sound synthesizer*. IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing, vol. 19, no. 2, pages 301–314, 2011. (Cité en page 34.)

[Arbib 1981] Michael A. Arbib. *Perceptual structures and distributed motor control*. Comprehensive Physiology, 1981. (Cité en page 67.)

[Arfib 2002] Daniel Arfib, Jean-Michel Couturier, Loïc Kessous et Vincent Verfaille. *Strategies of mapping between gesture data and synthesis model parameters using perceptual spaces*. Organised sound, vol. 7, no. 02, pages 127–144, 2002. (Cité en page 29.)

[Askenfelt 1986] Anders Askenfelt. *Measurement of bow motion and bow force in violin playing*. The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 80, no. 4, page 1007, 1986. (Cité en pages 17 et 39.)

[Askenfelt 1988] Anders Askenfelt. *Measurement of the bowing parameters in violin playing*. The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 29, no. 1, pages 1–30, 1988. (Cité en page 17.)

[Baader 2005] Andreas P. Baader, Oleg Kazennikov et Mario Wiesendanger. *Coordination of bowing and fingering in violin playing*. Cognitive Brain Research, vol. 23, no. 2, pages 436–443, 2005. (Cité en pages 57 et 62.)

[Babinski 1899] Joseph Babinski. *De l'asynergie cérébelleuse*. Rev. Neurol., vol. 7, pages 806–816, 1899. (Cité en page 79.)

[Barsalou 2010] Lawrence W. Barsalou. *Grounded cognition : Past, present, and future*. Topics in cognitive science, vol. 2, no. 4, pages 716–724, 2010. (Cité en page 60.)

[Barthet 2006] Mathieu Barthet, Richard Kronland-Martinet et Sølvi Ystad. *Consistency of timbre patterns in expressive music performance*. In 9th International Conference on Digital Audio Effects, pages 19–25, 2006. (Cité en page 38.)

[Barthet 2007] Mathieu Barthet, Richard Kronland-Martinet, Sølvi Ystad et Philippe Depalle. *The effect of timbre in clarinet interpretation*. In International Computer Music Conference (ICMC), pages 59–62, Copenhague, Danemark, 2007. (Cité en pages 27, 35, 38 et 161.)

[Barthet 2008] Mathieu Barthet. *De l'interprète à l'auditeur : une analyse acoustique et perceptive du timbre musical*. PhD thesis, Université Aix-Marseille II, 2008. (Cité en pages 27, 33, 37, 39, 62, 161 et 162.)

[Barthet 2010] Mathieu Barthet, Philippe Guillemain, Richard Kronland-Martinet et Sølvi Ystad. *From clarinet control to timbre perception*. Acta Acustica united with Acustica, vol. 96, no. 4, pages 678–689, 2010. (Cité en pages 34, 36 et 205.)

[Bazalgette 1987] D. Bazalgette, M. Zattara, N. Bathien, S. Bouisset et P. Rondot. *Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements in patients with Parkinson's disease*. Advances in neurology, vol. 45, pages 371–374, 1987. (Cité en pages 246 et 264.)

[Bejjani 1986] F.J. Bejjani, N. Halpern, E. Lewis et B. Parkasam. *Standing postures of trumpeters*. Contemporary ergonomics, pages 217–21, 1986. (Cité en page 47.)

[Bejjani 1989] F.J. Bejjani et N. Halpern. *Postural kinematics of trumpet playing*. Journal of biomechanics, vol. 22, no. 5, pages 439–446, 1989. (Cité en page 47.)

[Belenkii 1967] V.E. Belenkii, V.S. Gurfinkel et E.I. Pal'tsev. *On elements of voluntary movement control*. Biofizika, vol. 12, pages 135–141, 1967. (Cité en pages 67 et 78.)

[Bernstein 1935] Nikolaj A Bernstein. The coordination and regulation of movements. (American translation 1967), Pergamon Press Ltd., 1935. (Cité en pages 4, 8, 67, 68, 75 et 81.)

[Berthoz 1997] Alain Berthoz. Le sens du mouvement. Odile Jacob, 1997. (Cité en pages 4, 5, 7, 61, 62, 63, 64, 65, 66, 67, 68, 70, 76, 78, 255 et 261.)

[Bhatara 2011] Anjali Bhatara, Anna K Tirovolas, Lilu Marie Duan, Bianca Levy et Daniel J Levitin. *Perception of emotional expression in musical performance*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 37, no. 3, page 921, 2011. (Cité en page 39.)

[Bianco 2009] Tommaso Bianco, Vincent Fréour, Nicolas Rasamimanana, Frédéric Bevilaqua et René Caussé. *On gestural variation and coarticulation effects in sound control*. In Gesture in Embodied Communication and Human-Computer Interaction, pages 134–145. Springer, 2009. (Cité en pages 57, 109, 173 et 217.)

[Bizzi 1984] Emilio Bizzi, Neri Accornero, William Chapple et Neville Hogan. *Posture control and trajectory formation during arm movement*. Journal of Neuroscience, vol. 4, no. 11, pages 2738–2744, 1984. (Cité en page 75.)

[Bogert 1963] Bruce P. Bogert, Michael J.R. Healy et John W. Tukey. *The quefrency alanysis of time series for echoes : Cepstrum, pseudo-autocovariance, cross-cepstrum and saphe cracking*. In Proceedings of the symposium on time series analysis, volume 15, pages 209–243, 1963. (Cité en page 180.)

[Bonnet 1994] Michel Bonnet, Yves Guiard, Jean Requin et Andras Semjen. *Mécanismes généraux de la motricité*. Traité de Psychologie Expérimentale. Presses Universitaires de France, 1994. (Cité en page 77.)

[Bouisset 1983] S. Bouisset et M. Zattara. *Anticipatory postural movements related to a voluntary movement*. Space Physiology, pages 137–141, 1983. (Cité en pages 62, 63, 78, 121 et 255.)

[Bouisset 1987] S. Bouisset et M. Zattara. *Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement.* Journal of Biomechanics, vol. 20, no. 8, pages 735–742, 1987. (Cité en pages 62, 79, 81, 111 et 250.)

[Bouisset 1991] S. Bouisset. *Relation entre support postural et mouvement intentionnel : approche biomécanique.* Archives internationales de physiologie, de biochimie et de biophysique, vol. 99, no. 5, pages A77–A92, 1991. (Cité en pages 62, 65, 66, 67, 77, 78, 79, 81, 91, 111, 121, 122, 246 et 250.)

[Bresin 2000] Roberto Bresin et Anders Friberg. *Emotional coloring of computer-controlled music performances.* Computer Music Journal, vol. 24, no. 4, pages 44–63, 2000. (Cité en page 39.)

[Broughton 2009] Mary Broughton et Catherine Stevens. *Music, movement and marimba : An investigation of the role of movement and gesture in communicating musical expression to an audience.* Psychology of Music, vol. 37, no. 2, pages 137–153, 2009. (Cité en pages 41, 49 et 50.)

[Buitendijk 1956] F.J. Buitendijk. Allgemeine theorie der menschlichen haltung [general theory of human posture and movement]. Springer, Berlin, 1956. (Cité en page 75.)

[Burger 2012] Birgitta Burger, Suvi Saarikallio, Geoff Luck, Marc R. Thompson et Petri Toiviainen. *Emotions move us : Basic emotions in music influence people's movement to music.* In Proceedings of the 12th International Conference on Music Perception and Cognition and 8th Triennial Conference of the European Society for the Cognitive Sciences of Music, pages 177–182, 2012. (Cité en pages 212, 227 et 234.)

[Burger 2013a] Birgitta Burger, Marc R. Thompson, Geoff Luck, Suvi Saarikallio et Petri Toiviainen. *Influences of rhythm-and timbre-related musical features on characteristics of music-induced movement.* Frontiers in psychology, vol. 4, page 183, 2013. (Cité en pages 32, 59, 64, 104 et 223.)

[Burger 2013b] Birgitta Burger et Petri Toiviainen. *MoCap Toolbox-A Matlab toolbox for computational analysis of movement data.* In Proceedings of the Sound and Music Computing Conference 2013, SMC 2013, Logos Verlag Berlin, Stockholm, Sweden. ISBN 978-3-8325-3472-1. Logos Verlag Berlin, 2013. (Cité en pages 104 et 234.)

[Caclin 2005] Anne Caclin, Stephen McAdams, Bennett K Smith et Suzanne Winsberg. *Acoustic correlates of timbre space dimensions : A confirmatory study using synthetic tones.* The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 118, no. 1, pages 471–482, 2005. (Cité en pages 34 et 160.)

[Cadoz 1988] Claude Cadoz. *Instrumental gesture and musical composition.* In ICMC 1988-International Computer Music Conference, pages 1–12, 1988. (Cité en page 43.)

[Cadoz 2000] Claude Cadoz et Marcelo M. Wanderley. *Gesture-music : Trends in Gestural Control of Music*, 2000. (Cité en pages 17, 40, 42, 43, 122, 123 et 124.)

[Camurri 2004] Antonio Camurri, Barbara Mazzarino, Matteo Ricchetti, Renee Timmers et Gualtiero Volpe. *Multimodal analysis of expressive gesture in music and dance performances.* In International Gesture Workshop, pages 20–39. Springer, 2004. (Cité en page 263.)

[Canazza 1997a] Sergio Canazza, Giovanni De Poli, Stefano Rinaldin et Alvise Vidolin. *Sonological analysis of clarinet expressivity.* In Music, Gestalt, and Computing, pages 431–440. Springer, 1997. (Cité en page 39.)

[Canazza 1997b] Sergio Canazza, Giovanni De Poli, Antonio Rodà et Alvise Vidolin. *Analysis by synthesis of the expressive intentions in musical performance.* In ICMC, 1997. (Cité en pages 37, 39 et 153.)

[Canazza 1997c] Sergio Canazza, Giovanni De Poli et Alvise Vidolin. *Perceptual analysis of the musical expressive intention in a clarinet performance.* Music, Gestalt, and Computing, pages 441–450, 1997. (Cité en page 39.)

[Canazza 2004] Sergio Canazza, Giovanni De Poli, Carlo Drioli, Antonio Roda et Alvise Vidolin. *Modeling and control of expressiveness in music performance.* Proceedings of the IEEE, vol. 92, no. 4, pages 686–701, 2004. (Cité en page 39.)

[Caramiaux 2009] Baptiste Caramiaux, Frédéric Bevilacqua et Norbert Schnell. *Towards a gesture-sound cross-modal analysis.* In Gesture in embodied communication and human-computer interaction, pages 158–170. Springer, 2009. (Cité en page 212.)

[Caramiaux 2012] Baptiste Caramiaux, Marcelo M Wanderley et Frédéric Bevilacqua. *Segmenting and parsing instrumentalists' gestures.* Journal of New Music Research, vol. 41, no. 1, pages 13–29, 2012. (Cité en pages 42, 54 et 260.)

[Carlson 1989] Rolf Carlson, Anders Friberg, Lars Frydén, Björn Granström et Johan Sundberg. *Speech and music performance : Parallels and contrasts.* Contemporary Music Review, vol. 4, no. 1, pages 391–404, 1989. (Cité en page 55.)

[Castellano 2008] Ginevra Castellano, Marcello Mortillaro, Antonio Camurri, Gualtiero Volpe et Klaus Scherer. *Automated analysis of body movement in emotionally expressive piano performances.* Music Perception : An Interdisciplinary Journal, vol. 26, no. 2, pages 103–119, 2008. (Cité en page 50.)

[Caussé 2005] René Caussé. *L'acoustique du violoncelle.* La lettre du musicien, no. 319, pages 25–27, 2005. (Cité en pages 16, 19, 22, 23, 31 et 36.)

[Chadefaux 2013a] Delphine Chadefaux, Jean-Loïc Le Carrou, Marcelo M Wanderley, Benoît Fabre et Laurent Daudet. *Gestural strategies in the harp performance.* Acta Acustica united with Acustica, vol. 99, no. 6, pages 986–996, 2013. (Cité en pages 54, 70 et 75.)

[Chadefaux 2013b] Delphine Chadefaux, Jean-Loïc Le Carrou, Benoît Fabre et Laurent Daudet. *Investigation of the Harpist/Harp Interaction.* In International Symposium on Computer Music Modeling and Retrieval, pages 3–19. Springer, 2013. (Cité en page 54.)

[Chafe 1989] Chris Chafe. Simulating performance on a bowed instrument. CCRMA, Department of Music, Stanford University, 1989. (Cité en pages 27 et 29.)

[Chudy 2013] Magdalena Chudy, Alfonso Perez Carrillo et Simon Dixon. *On the relation between gesture, tone production and perception in classical cello performance.* In Proceedings of Meetings on Acoustics, volume 19, page 035017. Acoustical Society of America, 2013. (Cité en pages 36, 86 et 183.)

[Clarke 1985] Eric F. Clarke. *Structure and expression in rhythmic performance.* Musical structure and cognition, pages 209–236, 1985. (Cité en page 38.)

[Clarke 1987] Eric F. Clarke. *Levels of structure in the organization of musical time.* Contemporary music review, vol. 2, no. 1, pages 211–238, 1987. (Cité en page 38.)

[Clarke 1988] Eric F. Clarke. *Generative principles in music performance.* The psychology of performance, improvisation and composition, 1988. (Cité en page 38.)

[Clarke 1989] Eric F. Clarke. *The perception of expressive timing in music.* Psychological research, vol. 51, no. 1, pages 2–9, 1989. (Cité en page 38.)

[Clarke 1993] Eric F. Clarke. *Generativity, mimesis and the human body in music performance.* Contemporary music review, vol. 9, no. 1-2, pages 207–219, 1993. (Cité en page 49.)

[Clarke 1998] Eric F. Clarke, J. Davidson et W. Thomas. *The body in performance.* Composition, performance, reception : Studies in the creative process in music, pages 74–92, 1998. (Cité en pages 48 et 49.)

[Clarke 2002] Eric F. Clarke. *Understanding the psychology of performance.* Musical performance : A guide to understanding, pages 59–72, 2002. (Cité en page 49.)

[Coghill 1941] G.E. Coghill. *Appreciation : the educational methods of F. Matthias Alexander.* Alexander, FM, 1941. (Cité en page 67.)

[Coker 1973] Wilson Coker. *Music and meaning : A theoretical introduction to musical aesthetics.* Journal of Aesthetics and Art Criticism, vol. 31, no. 3, pages 407–409, 1973. (Cité en page 46.)

[Coorevits 2014] E. Coorevits, D. Moelants, P.J. Maes et M. Leman. *Studying the effect of tempo on music performance : a multimodal approach.* In 9th Conference on Interdisciplinary Musicology CIM14. Berlin, 2014. (Cité en page 58.)

[Cordo 1982] P.J. Cordo et Lexis M. Nashner. *Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements.* Journal of neurophysiology, vol. 47, no. 2, pages 287–302, 1982. (Cité en page 78.)

[Cremer 1984] Lothar Cremer et John S Allen. The physics of the violin. MIT press Cambridge, 1984. (Cité en pages 16, 22, 26 et 31.)

[Dahl 2000] Sofia Dahl. *The playing of an accent-preliminary observations from temporal and kinematic analysis of percussionists.* Journal of New Music Research, vol. 29, no. 3, pages 225–233, 2000. (Cité en pages 57 et 153.)

[Dahl 2003] Sofia Dahl et Anders Friberg. *Expressiveness of musician's body movements in performances on marimba.* In International Gesture Workshop, pages 479–486. Springer, 2003. (Cité en pages 43, 49 et 50.)

[Dahl 2005] Sofia Dahl. *On the beat : Human movement and timing in the production and perception of music.* PhD thesis, KTH, 2005. (Cité en page 39.)

[Dahl 2007] Sofia Dahl et Anders Friberg. *Visual perception of expressiveness in musicians' body movements.* Music Perception : An Interdisciplinary Journal, vol. 24, no. 5, pages 433–454, 2007. (Cité en pages 49 et 50.)

[Dalca 2013] Ioana M. Dalca, Bradley W. Vines, Marcus T. Pearce et Marcelo M. Wanderley. *Expressivity as Time - Dependent Movement for Music Performance : A Statistical Exploration.* In 10th International Symposium on Computer Music Multidisciplinary Research, Marseille, France, October 15-18, 2013, pages 845–854, 2013. (Cité en pages 48 et 217.)

[Dalton 1988] David Dalton et William Primrose. Playing the viola : conversations with william primrose. Oxford University Press on Demand, 1988. (Cité en page 50.)

[Davidson 1993] Jane W. Davidson. *Visual perception of performance manner in the movements of solo musicians.* Psychology of music, vol. 21, no. 2, pages 103–113, 1993. (Cité en page 49.)

[Davidson 1994] Jane W. Davidson. *What type of information is conveyed in the body movements of solo musician performers.* Journal of Human Movement Studies, vol. 6, pages 279–301, 1994. (Cité en page 49.)

[Davidson 2007] Jane W. Davidson. *Qualitative insights into the use of expressive body movement in solo piano performance : a case study approach.* Psychology of Music, vol. 35, no. 3, pages 381–401, 2007. (Cité en pages 48 et 49.)

[Davis 1980] Steven Davis et Paul Mermelstein. *Experiments in syllable-based recognition of continuous speech.* IEEE Transcactions on Acoustics, Speech and Signal Processing, vol. 28, pages 357–366, 1980. (Cité en page 180.)

[De Alcantara 2000] Pedro De Alcantara. Technique alexander pour les musiciens. Editions AleXitère, 2000. (Cité en pages 4, 5, 6, 7, 11, 31, 32, 44, 45, 50, 51, 58, 64, 65, 68, 69, 70, 71, 72, 73, 75, 76, 79, 120, 121, 160, 298 et 299.)

[De Poli 1997] Giovanni De Poli et Paolo Prandoni. *Sonological models for timbre characterization*. Journal of New Music Research, vol. 26, no. 2, pages 170–197, 1997. (Cité en pages 35 et 195.)

[De Poli 1998] Giovanni De Poli, Antonio Roda et Alvise Vidolin. *Note-by-note analysis of the influence of expressive intentions and musical structure in violin performance*. Journal of New Music Research, vol. 27, no. 3, pages 293–321, 1998. (Cité en pages 37, 39 et 153.)

[De Poli 2003] Giovanni De Poli. *Analysis and modeling of expressive intentions in music performance*. Annals of the New York Academy of Sciences, vol. 999, no. 1, pages 118–123, 2003. (Cité en page 38.)

[De Poli 2006] Giovanni De Poli et Luca Mion. *Algorithms for sound and music computing*. From audio to content, 2006. (Cité en page 38.)

[De Poli 2009] Giovanni De Poli, Luca Mion et Antonio Roda. *Toward an action based metaphor for gestural interaction with musical contents*. Journal of New Music Research, vol. 38, no. 3, pages 295–307, 2009. (Cité en page 39.)

[Delalande 1988] François Delalande. *La gestique de Gould : éléments pour une sémiologie du geste musical*. Glenn Gould Pluriel, pages 85–111, 1988. (Cité en pages 40, 42 et 43.)

[Delalande 1996] F. Delalande, M. Formosa, M. Frémiot, P. Gobin, P. Malbosc, J. Mandelbrojt et E. Pedler. *Les Unités Sémiotiques Temporelles-Éléments nouveaux d'analyse musicale*. Marseille : Edition MIM, 1996. (Cité en page 31.)

[Demoucron 2007] Matthias Demoucron et René Caussé. *Sound synthesis of bowed string instruments using a gesture based control of a physical model*. In International Symposium on Musical Acoustics, pages 1–1, 2007. (Cité en pages 29 et 31.)

[Demoucron 2008] Matthias Demoucron. *On the control of virtual violins-Physical modelling and control of bowed string instruments*. PhD thesis, Université Pierre et Marie Curie-Paris VI ; Royal Institute of Technology, Stockholm, 2008. (Cité en pages 17, 21, 29, 35, 87, 160 et 207.)

[Dempster 1955] Wilfrid T. Dempster. *Space requirements of the seated operator : geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body, with special reference to the limbs*. Rapport technique, University of Michigan, 1955. (Cité en pages 65 et 104.)

[Depalle 1991] Philippe Depalle. *Analyse, modélisation et synthese des sons basées sur le modele source-filtre*. PhD thesis, Université du Maine, 1991. (Cité en page 29.)

[Depalle 2006] Philippe Depalle, Richard Kronland-Martinet et Bruno Torrésani. *Time-frequency multipliers for sound synthesis*. In Proc. the Wavelet XII conference, pages 221–224. SPIE annual Symposium, San Diego, 2006. (Cité en page 175.)

[Desmet 2012] Frank Desmet, Luc Nijs, Michiel Demey, Micheline Lesaffre, Jean-Pierre Martens et Marc Leman. *Assessing a clarinet player's performer gestures in relation to locally intended musical targets*. Journal of New Music Research, vol. 41, no. 1, pages 31–48, 2012. (Cité en pages 42, 46, 48, 54, 56 et 89.)

[Do 1985] M.C. Do, S. Bouisset et C.l. Moynot. *Are paraplegics handicapped in the execution of a manual task ?* Ergonomics, vol. 28, no. 9, pages 1363–1375, 1985. (Cité en page 246.)

[Drake 1993] Carolyn Drake et Caroline Palmer. *Accent structures in music performance*. Music Perception : An Interdisciplinary Journal, vol. 10, no. 3, pages 343–378, 1993. (Cité en page 38.)

[Drake 1998] Carolyn Drake. *Aux fondements du geste musical*. Science et Vie-Numéro Spécial : Le Cerveau et le mouvement, pages 114–121, 1998. (Cité en pages 37, 153 et 154.)

[Drake 2000] Carolyn Drake et Caroline Palmer. *Skill acquisition in music performance : relations between planning and temporal control*. Cognition, vol. 74, no. 1, pages 1–32, 2000. (Cité en pages 37 et 56.)

[Droulez 1986] J. Droulez et A. Berthoz. *Servo-controlled (conservative) versus topological (projective) mode of sensory motor control*. Disorders of posture and gait, ed. W. Bles & T. Brandt. Elsevier.[PJC], 1986. (Cité en pages 61 et 67.)

[Egozy 1995] Eran Baruch Egozy. *Deriving musical control features from a real-time timbre analysis of the clarinet*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, 1995. (Cité en page 35.)

[Ekman 1969] Paul Ekman et Wallace V Friesen. *The repertoire of nonverbal behavior : Categories, origins, usage, and coding*. semiotica, vol. 1, no. 1, pages 49–98, 1969. (Cité en page 40.)

[Elner 1973] A.N. Elner. *Possibilities of correcting the urgent voluntary movements and the associated postural activity of human muscles*. Biofizika, vol. 18, no. 5, pages 907–11, 1973. (Cité en page 81.)

[Engel 1997] Kevin C. Engel, Martha Flanders et John F. Soechting. *Anticipatory and sequential motor control in piano playing*. Experimental brain research, vol. 113, no. 2, page 189, 1997. (Cité en page 56.)

[Farina 1998] Angelo Farina, Andreas Langhoff et Lamberto Tronchin. *Acoustic characterisation of "virtual" musical instruments : using MLS technique on ancient violins*. Journal of New Music Research, vol. 27, no. 4, pages 359–379, 1998. (Cité en page 34.)

[Farnetani 1999] Edda Farnetani et Daniel Recasens. *Coarticulation models in recent speech production theories*. Coarticulation : Theory, data and techniques, pages 31–65, 1999. (Cité en page 55.)

[Feldman 1995] Anatol G. Feldman et Mindy F. Levin. *The origin and use of positional frames of reference in motor control*. Behavioral and brain sciences, vol. 18, no. 04, pages 723–744, 1995. (Cité en page 75.)

[Frank 1990] James S. Frank et Marie Earl. *Coordination of posture and movement*. Phys Ther, vol. 70, no. 12, pages 855–863, 1990. (Cité en pages 67 et 77.)

[Fredrickson 1995] William E. Fredrickson. *A comparison of perceived musical tension and aesthetic response*. Psychology of Music, vol. 23, no. 1, pages 81–87, 1995. (Cité en page 37.)

[Fredrickson 2000] William E. Fredrickson. *Perception of tension in music : Musicians versus nonmusicians*. Journal of music Therapy, vol. 37, no. 1, pages 40–50, 2000. (Cité en page 37.)

[Friberg 2006] Anders Friberg, Roberto Bresin et Johan Sundberg. *Overview of the KTH rule system for musical performance*. Advances in cognitive psychology, vol. 2, no. 2-3, pages 145–161, 2006. (Cité en page 38.)

[Fritz 2006] Claudia Fritz, Ian Cross, Emily Smith, K. Weaver, U. Petersen, James Woodhouse et Brian C.J. Moore. *Perceptual correlates of violin acoustics*. In Proc. of 9th Int. Conf. on Music Perception and Cognition, Bologna, Italy, 2006. (Cité en page 34.)

[Fritz 2012] Claudia Fritz, Alan F. Blackwell, Ian Cross, James Woodhouse et Brian C.J. Moore. *Exploring violin sound quality : Investigating English timbre descriptors and correlating resynthesized acoustical modifications with perceptual properties*. The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 131, no. 1, pages 783–794, 2012. (Cité en pages 34, 35, 160, 162 et 173.)

[Gabrielsson 1979] Alf Gabrielsson et Håkan Sjögren. *Perceived sound quality of sound-reproducing systems*. The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 65, no. 4, pages 1019–1033, 1979. (Cité en page 34.)

[Gabrielsson 1985] Alf Gabrielsson. *Interplay between analysis and synthesis in studies of music performance and music experience*. Music Perception : An Interdisciplinary Journal, vol. 3, no. 1, pages 59–86, 1985. (Cité en page 38.)

[Gabrielsson 1988] Alf Gabrielsson. Timing in music performance and its relations to music experience. Generative processes in music, Clarendon Press/Oxford University Press, 1988. (Cité en pages 37 et 39.)

[Gabrielsson 1996] Alf Gabrielsson et Patrik N. Juslin. *Emotional expression in music performance : Between the performer's intention and the listener's experience.* Psychology of music, vol. 24, no. 1, pages 68–91, 1996. (Cité en pages 37 et 39.)

[Gabrielsson 2001] Alf Gabrielsson et Erik Lindström. The influence of musical structure on emotional expression. Oxford University Press, 2001. (Cité en page 39.)

[Gagnepain 2001] Xavier Gagnepain. Du musicien en général... au violoncelliste en particulier. Cité de la musique, 2001. (Cité en pages 3, 4, 8, 10, 22, 31, 32, 33, 36, 37, 40, 52, 53, 54, 57, 58, 66, 68, 69, 70, 73, 75, 87, 158, 159, 162, 164, 166, 170, 235, 249, 251, 259, 260, 298 et 299.)

[Gahery 1981] Yves Gahery et Jean Massion. *Coordination between posture and movement.* The Motor System in Neurobiology, vol. 4, pages 199–202, 1981. (Cité en pages 78 et 79.)

[Gahery 1987] Yves Gahery. *Associated movements, postural adjustments and synergies : some comments about the history and significance of three motor concepts.* Archives italiennes de biologie, vol. 125, no. 4, pages 345–360, 1987. (Cité en page 77.)

[Galamian 1993] Ivan Galamian, Gérard Mannoni et Elizabeth A.H. Green. Enseignement et technique du violon. Van de Velde, 1993. (Cité en pages 18 et 44.)

[Galantucci 2006] Bruno Galantucci, Carol A. Fowler et Michael T. Turvey. *The motor theory of speech perception reviewed.* Psychonomic bulletin & review, vol. 13, no. 3, pages 361–377, 2006. (Cité en pages 55 et 60.)

[Gallese 1996] Vittorio Gallese, Luciano Fadiga, Leonardo Fogassi et Giacomo Rizzolatti. *Action recognition in the premotor cortex.* Brain, vol. 119, no. 2, pages 593–609, 1996. (Cité en page 60.)

[Gallese 2005] Vittorio Gallese et George Lakoff. *The brain's concepts : The role of the sensory-motor system in conceptual knowledge.* Cognitive neuropsychology, vol. 22, no. 3-4, pages 455–479, 2005. (Cité en page 60.)

[Gandemer 2014] Lennie Gandemer, Gaëtan Parseihian, Richard Kronland-Martinet et Christophe Bourdin. *The influence of horizontally rotating sound on standing balance.* Experimental brain research, vol. 232, no. 12, page 3813, 2014. (Cité en page 65.)

[Gelfand 1966] I.I. Gelfand, V.S. Gurfinkel, M.L. Tsetlin et M.L. Shik. *Some problems in the analysis of movements.* Models of the structural-functional organization of certain biological systems, vol. 9, pages 160–171, 1966. (Cité en page 62.)

[Genesis 2009] Genesis. *Loudness Toolbox*, 2009. (Cité en pages 187 et 199.)

[Georgopoulos 1986] Apostolos P. Georgopoulos, Andrew B. Schwartz, Ronald E. Kettner*et al. Neuronal population coding of movement direction.* Science, vol. 233, no. 4771, pages 1416–1419, 1986. (Cité en page 45.)

[Gibet 1987] Sylvie Gibet. *Codage, représentation et traitement du geste instrumental. Application à la synthèse de sons musicaux par simulation de mécanismes instrumentaux.* PhD thesis, Institut national polytechnique de Grenoble, 1987. (Cité en pages 15 et 28.)

[Glowinski 2014] Donald Glowinski, Naëm Baron, Didier Grandjean, Tamara Ott, Kanika Shirole, Kim Torres-Eliard et Marc-André Rappaz. *Analyzing expressive styles and functions of bodily movement in violinist performance.* In Proceedings of the 2014 International Workshop on Movement and Computing, page 154. ACM, 2014. (Cité en page 58.)

[Glowinski 2015] Donald Glowinski, Floriane Dardard, Giorgio Gnecco, Stefano Piana et Antonio Camurri. *Expressive non-verbal interaction in a string quartet : an analysis through head movements.* Journal on Multimodal User Interfaces, vol. 9, no. 1, pages 55–68, 2015. (Cité en page 58.)

[Godøy 2006] Rolf Inge Godøy, Egil Haga et Alexander Refsum Jensenius. *Playing "air instruments" : mimicry of sound-producing gestures by novices and experts.* In International Gesture Workshop, pages 256–267. Springer, 2006. (Cité en pages 32 et 59.)

[Godøy 2008] Rolf Inge Godøy, Alexander Refsum Jensenius et Kristian Nymoen. *Production and perception of goal-points and coarticulations in music.* The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 123, no. 5, pages 3657–3657, 2008. (Cité en pages 8, 44 et 55.)

[Godøy 2010] Rolf Inge Godøy, Alexander Refsum Jensenius et Kristian Nymoen. *Chunking in music by coarticulation.* Acta Acustica united with Acustica, vol. 96, no. 4, pages 690–700, 2010. (Cité en pages 7, 47, 54, 55, 56, 60, 104 et 153.)

[Godøy 2013] Rolf Inge Godøy. *Understanding coarticulation in musical experience.* In International Symposium on Computer Music Modeling and Retrieval, pages 535–547. Springer, 2013. (Cité en pages 54 et 59.)

[Goossens 1977] Leon Goossens et Edwin Roxburgh. Oboe. Schirmer Books, 1977. (Cité en pages 44 et 65.)

[Gordon 1987] John W. Gordon. *The perceptual attack time of musical tones.* The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 82, no. 1, pages 88–105, 1987. (Cité en page 181.)

[Grey 1977] John M. Grey. *Multidimensional perceptual scaling of musical timbres.* The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 61, no. 5, pages 1270–1277, 1977. (Cité en pages 33, 34, 181, 183 et 205.)

[Grey 1978] John M. Grey et John W. Gordon. *Perceptual effects of spectral modifications on musical timbres.* The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 63, no. 5, pages 1493–1500, 1978. (Cité en pages 34 et 160.)

[Gritten 2011] Anthony Gritten et Elaine King. New perspectives on music and gesture. Ashgate Publishing, Ltd., 2011. (Cité en pages 46 et 49.)

[Guettler 1997] Knut Guettler et Anders Askenfelt. *Acceptance limits for the duration of pre-Helmholtz transients in bowed string attacks.* The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 101, no. 5, pages 2903–2913, 1997. (Cité en pages 24 et 26.)

[Guettler 2002] Knut Guettler. *On the creation of the Helmholtz motion in bowed strings.* Acta Acustica united with Acustica, vol. 88, no. 6, pages 970–985, 2002. (Cité en pages 17, 22, 24, 25, 178 et 207.)

[Guettler 2003a] K. Guettler, E. Schoonderwaldt et A. Askenfelt. *Bow speed or bowing position - Which one influence spectrum the most ?* In Proceedings of the Stockholm Music Acoustic Conference (SMAC), 2003. (Cité en pages 22, 23, 178, 207 et 214.)

[Guettler 2003b] Knut Guettler. *A Closer look at the string player's bowing gestures.* CASJ (Series II), vol. 4, no. 7, pages 12–16, 2003. (Cité en pages 17, 18, 22, 23, 33, 178 et 207.)

[Guettler 2004] Knut Guettler. *Looking at starting transients and tone coloring of the bowed string.* Proceedings of Frontiers of Research on Speech and Music, 2004. (Cité en pages 23, 24, 25, 174 et 178.)

[Guillaume 1968] Paul Guillaume. La formation des habitudes, volume 34. Presses universitaires de France, 1968. (Cité en pages 4 et 261.)

[Guillemain 2005] Philippe Guillemain, Jean Kergomard et Thierry Voinier. *Real-time synthesis of clarinet-like instruments using digital impedance models.* The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 118, no. 1, pages 483–494, 2005. (Cité en page 27.)

[Gurfinkel 1986] V.S. Gurfinkel, E.E. Debreva et Yu S. Levik. *The role of internal model in the position perception and planning of arm movement.* Fiziologiya Cheloveka, vol. 12, pages 769–776, 1986. (Cité en pages 61 et 67.)

[Gurfinkel 1991] V.S. Gurfinkel et Yu S. Levick. *Perceptual and automatic aspects of the postural body scheme.* J. Paillard (Ed.), Brain and space, pages 147–162, 1991. (Cité en pages 61 et 67.)

[Hardcastle 1999] William J. Hardcastle et Nigel Hewlett. Coarticulation : Theory, data and techniques. Cambridge University Press, 1999. (Cité en page 55.)

[Hatten 2004] Robert S. Hatten. Interpreting musical gestures, topics, and tropes : Mozart, beethoven, schubert. Indiana University Press, 2004. (Cité en page 46.)

[Henbing 2007] Li Henbing et Marc Leman. *A gesture-based typology of sliding-tones in guqin music.* Journal of New Music Research, vol. 36, no. 2, pages 61–82, 2007. (Cité en pages 32 et 54.)

[Hess 1943] W.R. Hess. *Teleokinetisches und ereismatisches Kräftesystem in der Biomotorik.* Helv Physiol Pharmacol Acta, vol. 1, pages C62–C63, 1943. (Cité en page 67.)

[Hikichi 2004] Takafumi Hikichi, Naotoshi Osaka et Fumitada Itakura. *Sho-So-In : control of a physical model of the sho by means of automatic feature extraction from real sounds.* Journal of New Music Research, vol. 33, no. 4, pages 355–365, 2004. (Cité en page 31.)

[Hodgson 1958] Percival Hodgson. Motion study and violin bowing. American String Teachers Associations, 1958. (Cité en page 17.)

[Hogan 1984] Neville Hogan. *An organizing principle for a class of voluntary movements.* Journal of Neuroscience, vol. 4, no. 11, pages 2745–2754, 1984. (Cité en page 57.)

[Hogan 1987] Neville Hogan, Emilio Bizzi, Ferdinando A Mussa-ivaldi et Tamar Flash. *Controlling Multijoint Motor behavior.* Exercise and sport sciences reviews, vol. 15, no. 1, pages 153–190, 1987. (Cité en page 57.)

[Hoppenot 1981] Dominique Hoppenot. Le violon intérieur. Van de Velde, 1981. (Cité en pages ii, 3, 4, 5, 6, 7, 10, 11, 17, 23, 24, 31, 32, 35, 36, 37, 39, 40, 41, 42, 44, 50, 51, 52, 53, 54, 55, 65, 66, 67, 68, 69, 70, 71, 72, 73, 75, 76, 77, 79, 134, 153, 158, 160, 164, 166, 170, 259, 261, 298 et 299.)

[Horak 1984] F.B. Horak, P. Esselman, M.E. Anderson et M.K. Lynch. *The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals.* Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry, vol. 47, no. 9, pages 1020–1028, 1984. (Cité en pages 78 et 246.)

[Horak 2006] F.B. Horak. *Postural orientation and equilibrium : what do we need to know about neural control of balance to prevent falls ?* Age and ageing, vol. 35, no. suppl 2, pages ii7–ii11, 2006. (Cité en pages 63 et 66.)

[Hotelling 1936] Harold Hotelling. *Relations between two sets of variates.* Biometrika, vol. 28, no. 3/4, pages 321–377, 1936. (Cité en page 212.)

[Hunt 2002] Andy Hunt et Marcelo M. Wanderley. *Mapping performer parameters to synthesis engines.* Organised sound, vol. 7, no. 02, pages 97–108, 2002. (Cité en page 29.)

[Hurley 2006] Susan Hurley. *Active perception and perceiving action : The shared circuits model.* Perceptual experience, pages 205–259, 2006. (Cité en page 46.)

[Husler 1976] Frederick Husler et Yvonne Rodd-Marling. Singing : the physical nature of the vocal organ : a guide to the unlocking of the singing voice. Vintage, 1976. (Cité en page 51.)

[ITU-R Recommendation BS.1534-1 2003] ITU-R Recommendation BS.1534-1. *Method for the subjective assessment of intermediate quality levels of coding systems (MUSHRA).* Rapport technique, International Telecommunication Union, Geneva, Switzerland, 2003. (Cité en page 187.)

[Jackendoff 2006] Ray Jackendoff et Fred Lerdahl. *The capacity for music : What is it, and what's special about it ?* Cognition, vol. 100, no. 1, pages 33–72, 2006. (Cité en pages 45 et 53.)

[Jaffe 1995] David A. Jaffe et Julius O. Smith III. *Performance Expression in Commuted Waveguide Synthesis of Bowed Strings.* In ICMC, 1995. (Cité en page 29.)

[Jensenius 2007] Alexander Refsum Jensenius. *Action-sound : Developing methods and tools to study music-related body movement.* PhD thesis, Department of Musicology - University of Oslo, 2007. (Cité en pages 44, 46, 47 et 48.)

[Jensenius 2009] Alexander Refsum Jensenius, Marcelo M. Wanderley, Rolf Inge Godøy et Marc Leman. *Musical gestures : Concepts and methods in research.* Musical gestures : Sound, movement, and meaning, vol. 12, pages 12–35, 2009. (Cité en pages 40, 41, 43, 44, 46, 48, 49 et 51.)

[Joliat 2008] François Joliat. *L'effet de l'aptitude musicale dans la détection de la désynchronisation audiovisuelle.* PhD thesis, Université de Fribourg, 2008. (Cité en page 64.)

[Jouvet 1954] Louis Jouvet. Le comédien désincarné. Flammarion, 1954. (Cité en pages 4 et 41.)

[Juslin 2000] Patrik N. Juslin. *Cue utilization in communication of emotion in music performance : Relating performance to perception.* Journal of Experimental Psychology : Human perception and performance, vol. 26, no. 6, page 1797, 2000. (Cité en pages 36 et 38.)

[Juslin 2003] Patrik N. Juslin. *Five facets of musical expression : A psychologist's perspective on music performance.* Psychology of Music, vol. 31, no. 3, pages 273–302, 2003. (Cité en page 37.)

[Kapur 2004] Ajay Kapur, George Tzanetakis et Peter F. Driessen. *Audio-based gesture extraction on the esitar controller.* DAFX, Naples, Italy, 2004. (Cité en page 31.)

[Karjalainen 1991] Matti Karjalainen, Unto K. Laine, Timo I. Laakso et Vesa Välimäki. *Transmission-line modeling and real-time synthesis of string and wind instruments.* In International Computer Music Conference (ICMC), pages 293–294, 1991. (Cité en page 27.)

[Karjalainen 1993] Matti Karjalainen, Vesa Välimäki et Zoltán Jánosy. *Towards high-quality sound synthesis of the guitar and string instruments.* In Proceedings of the International Computer Music Conference, pages 56–56, 1993. (Cité en page 27.)

[Kendall 1990] Roger A. Kendall et Edward C. Carterette. *The communication of musical expression.* Music perception : An interdisciplinary journal, vol. 8, no. 2, pages 129–163, 1990. (Cité en pages 37 et 48.)

[Kendon 1980] Adam Kendon. *Gesticulation and speech : Two aspects of the process of utterance.* The relationship of verbal and nonverbal communication, vol. 25, no. 1980, pages 207–227, 1980. (Cité en pages 41 et 44.)

[Kendon 2004] Adam Kendon. Gesture : Visible action as utterance. Cambridge University Press, 2004. (Cité en page 40.)

[Kereliuk 2007] Corey Kereliuk, Bertrand Scherrer, Vincent Verfaille, Philippe Depalle et Marcelo M. Wanderley. *Indirect Acquisition of Fingerings of harmonic Notes on the Flute.* In ICMC, 2007. (Cité en page 31.)

[Kim 2006] Hyoung-Gook Kim, Nicolas Moreau et Thomas Sikora. Mpeg-7 audio and beyond : Audio content indexing and retrieval. John Wiley & Sons, 2006. (Cité en pages 31, 34, 142, 160, 161, 162, 180, 181, 183 et 215.)

[Knapp 2013] Mark L. Knapp, Judith A. Hall et Terrence G. Horgan. Nonverbal communication in human interaction. Cengage Learning, 2013. (Cité en pages 41, 42 et 88.)

[Kohler 2002] Evelyne Kohler, Christian Keysers, M Alessandra Umilta, Leonardo Fogassi, Vittorio Gallese et Giacomo Rizzolatti. *Hearing sounds, understanding actions : action representation in mirror neurons*. Science, vol. 297, no. 5582, pages 846–848, 2002. (Cité en page 60.)

[Kronland-Martinet 2001] Richard Kronland-Martinet, Philippe Guillemain et Sølvi Ystad. *From sound modeling to analysis-synthesis of sounds*. In Proceedings of Workshop on Current Research Directions in Computer Music, pages 217–224, 2001. (Cité en pages 26, 27 et 28.)

[Kronman 1987] Ulf Kronman et Johan Sundberg. *Is the musical ritard an allusion to physical motion*. Action and perception in rhythm and music, vol. 55, pages 57–68, 1987. (Cité en page 38.)

[Krumhansl 1996] Carol L. Krumhansl. *A perceptual analysis of Mozart's Piano Sonata K. 282 : Segmentation, tension, and musical ideas*. Music Perception : An Interdisciplinary Journal, vol. 13, no. 3, pages 401–432, 1996. (Cité en page 37.)

[Krumhansl 1997] Carol L. Krumhansl et Diana Lynn Schenck. *Can dance reflect the structural and expressive qualities of music ? A perceptual experiment on Balanchine's choreography of Mozart's Divertimento No. 15*. Musicae Scientiae, vol. 1, no. 1, pages 63–85, 1997. (Cité en page 263.)

[Kruskal 1964a] Joseph B. Kruskal. *Multidimensional scaling by optimizing goodness of fit to a nonmetric hypothesis*. Psychometrika, vol. 29, no. 1, pages 1–27, 1964. (Cité en page 201.)

[Kruskal 1964b] Joseph B. Kruskal. *Nonmetric multidimensional scaling : a numerical method*. Psychometrika, vol. 29, no. 2, pages 115–129, 1964. (Cité en page 200.)

[Krzanowski 2000] Wojtek Krzanowski. Principles of multivariate analysis. OUP Oxford, 2000. (Cité en page 201.)

[Laban 1947] Rudolf Laban et Frederick Charles Lawrence. Effort. Macdonald & Evans, 1947. (Cité en page 63.)

[Lacquaniti 1986] F. Lacquaniti, John F. Soechting et S.A. Terzuolo. *Path constraints on point-to-point arm movements in three-dimensional space*. Neuroscience, vol. 17, no. 2, pages 313–324, 1986. (Cité en page 68.)

[Lakoff 1980] George Lakoff et Mark Johnson. *The metaphorical structure of the human conceptual system*. Cognitive science, vol. 4, no. 2, pages 195–208, 1980. (Cité en page 46.)

[Larson 2012] Steve Larson. Musical forces : Motion, metaphor, and meaning in music. Indiana University Press, 2012. (Cité en page 46.)

[Lartillot 2007] Olivier Lartillot et Petri Toiviainen. *A Matlab toolbox for musical feature extraction from audio*. In In Proceedings of the International Conference on Digital Audio Effects, pages 237–244, 2007. (Cité en page 96.)

[Leman 2007] Marc Leman. Embodied music cognition and mediation technology. Mit Press, 2007. (Cité en pages 4, 8, 32, 43, 45, 46, 63, 64, 133, 298 et 299.)

[Leman 2009] Marc Leman, Frank Desmet, Frederik Styns, Leon Van Noorden et Dirk Moelants. *Sharing musical expression through embodied listening : a case study based on Chinese guqin music*. Music Perception : An Interdisciplinary Journal, vol. 26, no. 3, pages 263–278, 2009. (Cité en page 32.)

[Leman 2012a] Marc Leman. *Musical entrainment subsumes bodily gestures–its definition needs a spatio-temporal dimension.* Empirical Musicology Review, vol. 7, no. 1–2, 2012. (Cité en page 49.)

[Leman 2012b] Marc Leman. *Musical gestures and embodied cognition.* In Journées d'informatique musicale (JIM-2012), pages 5–7. Université de Mons, 2012. (Cité en pages 61, 62 et 254.)

[Leman 2014] Marc Leman. *The role of embodiment in the perception of music.* Empirical Musicology Review, vol. 9, no. 3-4, pages 236–246, 2014. (Cité en pages 30, 46, 54, 55, 59, 60, 147 et 253.)

[Loehr 2007] Janeen D. Loehr et Caroline Palmer. *Cognitive and biomechanical influences in pianists' finger tapping.* Experimental brain research, vol. 178, no. 4, pages 518–528, 2007. (Cité en page 56.)

[Longuet-Higgins 1984] H.C. Longuet-Higgins et C.S. Lee. *The rhythmic interpretation of monophonic music.* Music Perception : An Interdisciplinary Journal, vol. 1, no. 4, pages 424–441, 1984. (Cité en page 59.)

[Luck 2006] Geoff Luck et Petri Toiviainen. *Ensemble musicians' synchronization with conductors' gestures : An automated feature-extraction analysis.* Music Perception : An Interdisciplinary Journal, vol. 24, no. 2, pages 189–200, 2006. (Cité en page 58.)

[MacKay 2012] Donald G. MacKay. The organization of perception and action : A theory for language and other cognitive skills. Springer Science & Business Media, 2012. (Cité en page 62.)

[MacRitchie 2009] Jennifer MacRitchie, Bryony Buck et Nicholas J. Bailey. *Visualising Musical Structure Through Performance Gesture.* In ISMIR, pages 237–242, 2009. (Cité en page 59.)

[Maes 2014] Pieter-Jan Maes, Marc Leman, Caroline Palmer et Marcelo M. Wanderley. *Action-based effects on music perception.* Frontiers in psychology, vol. 4, page 1008, 2014. (Cité en pages 46, 55, 61, 62 et 63.)

[Maes 2015] Pieter-Jan Maes, Marcelo M. Wanderley et Caroline Palmer. *The role of working memory in the temporal control of discrete and continuous movements.* Experimental brain research, vol. 233, no. 1, pages 263–273, 2015. (Cité en page 159.)

[Maestre 2009] Esteban Maestre. *Modeling instrumental gestures : an analysis/synthesis framework for violin bowing.* PhD thesis, Universitat Pompeu Fabra, Barcelona, 2009. (Cité en pages 17, 22, 26, 30, 31, 35 et 38.)

[Maestre 2017] Esteban Maestre, P. Papiotis, M. Marchini, Q. Llimona et O. Mayor. *Online Access and Visualization of Enriched Multimodal Representations of Music Performance Recordings : the Quartet Dataset and the Repovizz System.* IEEE Multimedia, 2017. (Cité en page 94.)

[Magnus 1924] Rudolf Magnus. Der korperstellung. Springer, 1924. (Cité en page 72.)

[Mantel 1995] Gerhard Mantel. Cello technique : principles and forms of movement. Indiana University Press, 1995. (Cité en pages 7, 8, 9, 45, 47, 54, 56, 57, 67, 68, 70, 75, 76, 78, 79, 81, 156, 158, 250, 259, 298 et 299.)

[Marey 1894] Etienne-Jules Marey. Le mouvement. G. Masson, 1894. (Cité en page 72.)

[Marozeau 2004] Jeremy Marozeau. *L'effet de la fréquence fondamentale sur le timbre.* PhD thesis, Université Pierre et Marie Curie-Paris VI, 2004. (Cité en page 33.)

[Martínez 2015] Isabel Cecilia Martínez, Luiz Naveda, Javier Damesón, Romina Herrera, Alejandro Pereira Ghiena et Manuel Alejandro Ordás. *The individuality of metrical engagement : describing the individual differences of movements in response to musical meter.* In 11th International Symposium on Computer Music Multidisciplinary Research (Plymouth), 2015. (Cité en page 59.)

[Massion 1997] Jean Massion. Cerveau et motricité : fonctions sensori-motrices. Presses univ. de France, 1997. (Cité en pages 62 et 65.)

[McAdams 1995] Stephen McAdams, Suzanne Winsberg, Sophie Donnadieu, Geert De Soete et Jochen Krimphoff. *Perceptual scaling of synthesized musical timbres : Common dimensions, specificities, and latent subject classes*. Psychological research, vol. 58, no. 3, pages 177–192, 1995. (Cité en pages 181, 183 et 205.)

[McAdams 1999] Stephen McAdams. *Perspectives on the contribution of timbre to musical structure*. Computer Music Journal, vol. 23, no. 3, pages 85–102, 1999. (Cité en pages 33, 34 et 160.)

[McAulay 1986] Robert McAulay et Thomas Quatieri. *Speech analysis/synthesis based on a sinusoidal representation*. IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, vol. 34, no. 4, pages 744–754, 1986. (Cité en pages 27 et 28.)

[McClaren 1988] Cort A. McClaren. *The visual aspect of solo marimba performance*. Percussive Notes, vol. 27, no. 1, pages 54–58, 1988. (Cité en page 49.)

[McFarland 2001] David H. McFarland. *Respiratory markers of conversational interaction*. Journal of Speech, Language, and Hearing Research, vol. 44, no. 1, pages 128–143, 2001. (Cité en pages 41 et 55.)

[McIntyre 1979] M.E. McIntyre et James Woodhouse. *On the fundamentals of bowed-string dynamics*. Acta Acustica united with Acustica, vol. 43, no. 2, pages 93–108, 1979. (Cité en pages 22, 26 et 29.)

[McIntyre 1983] M.E. McIntyre, R.T. Schumacher et James Woodhouse. *On the oscillations of musical instruments*. The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 74, no. 5, pages 1325–1345, 1983. (Cité en page 27.)

[McNeill 1992] David McNeill. Hand and mind : What gestures reveal about thought. University of Chicago press, 1992. (Cité en page 40.)

[McNeill 2000] David McNeill. Language and gesture, volume 2. Cambridge University Press, 2000. (Cité en page 41.)

[McPherson 2002] Gary McPherson et Alf Gabrielson. The science & psychology of music performance. Oxford : Oxford University Press, 2002. (Cité en page 62.)

[Mead 1999] Andrew Mead. *Bodily hearing : physiological metaphors and musical understanding*. Journal of Music Theory, vol. 43, no. 1, pages 1–19, 1999. (Cité en page 63.)

[Mejia 1947] Carlos Maria Ramos Mejia. La dinamica del violinista. Ricordi Americana, 1947. (Cité en page 75.)

[Merer 2007] Adrien Merer, Sølvi Ystad, Richard Kronland-Martinet et Mitsuko Aramaki. *Semiotics of sounds evoking motions : Categorization and acoustic features*. In International Symposium on Computer Music Modeling and Retrieval, pages 139–158. Springer, 2007. (Cité en page 160.)

[Merer 2011] Adrien Merer. *Caractérisation acoustique et perceptive du mouvement évoqué par les sons pour le contrôle de la synthèse*. PhD thesis, Université de Provence-Aix-Marseille I, 2011. (Cité en page 31.)

[Merleau-Ponty 1945] Maurice Merleau-Ponty. Phénoménologie de la perception. Editions Gallimard, 1945. (Cité en page 45.)

[Merrick 1972] Frank Merrick. Practising the piano. Barrie & Jenkins, 1972. (Cité en page 7.)

[Mion 2010] Luca Mion, Giovanni De Poli et Ennio Rapana. *Perceptual organization of affective and sensorial expressive intentions in music performance*. ACM Transactions on Applied Perception (TAP), vol. 7, no. 2, page 14, 2010. (Cité en page 39.)

[Molnar-Szakacs 2006] Istvan Molnar-Szakacs et Katie Overy. *Music and mirror neurons : from motion to'e'motion.* Social cognitive and affective neuroscience, vol. 1, no. 3, pages 235–241, 2006. (Cité en page 60.)

[Nashner 1985] L.M. Nashner et Gin McCollum. *The organization of human postural movements : a formal basis and experimental synthesis.* Behavioral and brain sciences, vol. 8, no. 01, pages 135–150, 1985. (Cité en page 79.)

[Naveda 2010] Luiz Naveda et Marc Leman. *The spatiotemporal representation of dance and music gestures using topological gesture analysis (TGA).* Music Perception : An Interdisciplinary Journal, vol. 28, no. 1, pages 93–111, 2010. (Cité en page 59.)

[Naveda 2011] Luiz Alberto Naveda. *Gesture in Samba : A cross-modal analysis of dance and music from the Afro-Brazilian culture.* PhD thesis, Ghent University, 2011. (Cité en page 59.)

[Naveda 2015] Luiz Naveda, Isabel Cecilia Martinez, Javier Damesón, A Ghiena, Romina Herrera et Alejandro Ordás. *Methods for the analysis of rhythmic and metrical responses to music in free movement trajectories.* In Proceedings of the 11th International Symposium on Computer Music Multidisciplinary Research (CMMR), pages 248–262, 2015. (Cité en page 59.)

[Nelson 1983] W.L. Nelson. *Physical principles for economies of skilled movements.* Biological cybernetics, vol. 46, no. 2, pages 135–147, 1983. (Cité en pages 17, 56, 57 et 76.)

[Neuhaus 1978] Heinrich Neuhaus. The art of piano playing, trans. KA Leibovitch (London : Barrie and Jenkins, 1973), 1978. (Cité en page 69.)

[Nusseck 2009] Manfred Nusseck et Marcelo M. Wanderley. *Music and Motion : How Music-Related Ancillary Body Movements Contribute to the Experience of Music.* Music Perception : An Interdisciplinary Journal, vol. 26, no. 4, pages 335–353, 2009. (Cité en page 49.)

[Okada 1972] Morihiko Okada. *An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures.* Journal of human ergology, vol. 1, no. 1, pages 75–93, 1972. (Cité en page 65.)

[Olivero 2010] Anaïk Olivero, Bruno Torrésani et Richard Kronland-Martinet. *A new method for Gabor multipliers estimation : application to sound morphing.* In European Signal Processing Conference (EUSIPCO 2010), pages 507–511, Aalborg, Denmark, 2010. (Cité en pages 175, 176 et 186.)

[Orio 1999] Nicola Orio. *The Timbre Space of the Classical Guitar and Its Relationship with the Plucking Techniques.* In ICMC, 1999. (Cité en pages 31 et 35.)

[Paillard 1971] Jacques Paillard. *Les determinants moteurs de l'organisation spatiale.* Le corps en psychiatrie. Masson, Paris, pages 53–69, 1971. (Cité en pages 66, 67 et 68.)

[Paillard 1976] Jacques Paillard. *Tonus, posture et mouvements.* Physiologie, vol. 2, pages 521–728, 1976. (Cité en pages 64, 65, 68, 72 et 74.)

[Paillard 1994] Jacques Paillard. *L'intégration sensori-motrice et idéo-motrice.* Traité de psychologie expérimentale, vol. 1, pages 925–996, 1994. (Cité en page 66.)

[Palmer 1989] Caroline Palmer. *Mapping musical thought to musical performance.* Journal of experimental psychology : human perception and performance, vol. 15, no. 2, page 331, 1989. (Cité en pages 38, 39 et 56.)

[Palmer 1990] Caroline Palmer et C.L. Krumhansl. *Mental representations for musical meter.* Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 16, no. 4, pages 728–741, 1990. (Cité en page 59.)

[Palmer 1996] Caroline Palmer. *Anatomy of a performance : Sources of musical expression.* Music perception : An interdisciplinary journal, vol. 13, no. 3, pages 433–453, 1996. (Cité en pages 36 et 37.)

[Palmer 2009a] Caroline Palmer, Erik Koopmans, Christine Carter, Janeen D. Loehr et Marcelo M. Wanderley. *Synchronization of motion and timing in clarinet performance.* In International symposium on performance science, pages 1–6, 2009. (Cité en pages 48 et 49.)

[Palmer 2009b] Caroline Palmer, Erik Koopmans, Janeen D. Loehr et Christine Carter. *Movement-related feedback and temporal accuracy in clarinet performance.* Music Perception : An Interdisciplinary Journal, vol. 26, no. 5, pages 439–449, 2009. (Cité en page 57.)

[Palmer 2013] Caroline Palmer. *Music Performance : Movement and Coordination.* The psychology of music, page 405, 2013. (Cité en pages 46 et 147.)

[Paradiso 1997] Joseph A. Paradiso et Neil Gershenfeld. *Musical applications of electric field sensing.* Computer music journal, vol. 21, no. 2, pages 69–89, 1997. (Cité en page 29.)

[Patel 2005] Aniruddh D. Patel, John R. Iversen, Yanqing Chen et Bruno H. Repp. *The influence of metricality and modality on synchronization with a beat.* Experimental brain research, vol. 163, no. 2, pages 226–238, 2005. (Cité en page 62.)

[Peeters 2004] Geoffroy Peeters. *A large set of audio features for sound description (similarity and classification) in the CUIDADO project.* Rapport technique, IRCAM, 2004. (Cité en pages 34, 142 et 183.)

[Penel 2004] Amandine Penel et Carolyn Drake. *Timing variations in music performance : Musical communication, perceptual compensation, and/or motor control ?* Perception & psychophysics, vol. 66, no. 4, pages 545–562, 2004. (Cité en pages 153, 154 et 159.)

[Penttinen 2004] Henri Penttinen et Vesa Välimäki. *A time-domain approach to estimating the plucking point of guitar tones obtained with an under-saddle pickup.* Applied Acoustics, vol. 65, no. 12, pages 1207–1220, 2004. (Cité en page 31.)

[Penttinen 2006] Henri Penttinen, Jyri Pakarinen, Vesa Välimäki, Mikael Laurson, Henbing Li et Marc Leman. *Model-based sound synthesis of the guqin.* The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 120, no. 6, pages 4052–4063, 2006. (Cité en page 31.)

[Pérez Carrillo 2009] Alfonso Antonio Pérez Carrillo. *Enhancing spectral synthesis techniques with performance gestures using the violin as a case study.* PhD thesis, Universitat Pompeu Fabra, Barcelona, 2009. (Cité en pages 19, 20, 23, 24, 28, 31, 38, 207 et 211.)

[Pérez Carrillo 2012] Alfonso Pérez Carrillo, Jordi Bonada, Esteban Maestre, Enric Guaus et Merlijn Blaauw. *Performance control driven violin timbre model based on neural networks.* IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing, vol. 20, no. 3, pages 1007–1021, 2012. (Cité en page 211.)

[Perkell 2007] Joseph S. Perkell. *Sensory goals and control mechanisms for phonemic articulations.* In Proc. 16th ICPhS, 2007. (Cité en page 55.)

[Phillips-Silver 2008] Jessica Phillips-Silver et Laurel J. Trainor. *Vestibular influence on auditory metrical interpretation.* Brain and cognition, vol. 67, no. 1, pages 94–102, 2008. (Cité en pages 64, 170 et 257.)

[Piaget 1949] Jean Piaget. Le problème neurologique de l'intériorisation des actions en opérations réversibles. Delachaux et Niestlé, 1949. (Cité en page 11.)

[Pitteroff 1998a] R. Pitteroff et J. Woodhouse. *Mechanics of the contact area between a violin bow and a string. Part I : Reflection and transmission behaviour.* Acta Acustica united with Acustica, vol. 84, no. 3, pages 543–562, 1998. (Cité en page 19.)

[Pitteroff 1998b] R. Pitteroff et J. Woodhouse. *Mechanics of the contact area between a violin bow and a string. Part II : Simulating the bowed string.* Acta Acustica united with Acustica, vol. 84, no. 4, pages 744–757, 1998. (Cité en pages 20, 22 et 26.)

[Poepel 2004] Cornelius Poepel. *Synthesized strings for string players.* In Proceedings of the 2004 conference on New interfaces for musical expression, pages 150–153. National University of Singapore, 2004. (Cité en page 31.)

[Pollard 1982] Howard F. Pollard et Erik V. Jansson. *A tristimulus method for the specification of musical timbre.* Acta Acustica united with Acustica, vol. 51, no. 3, pages 162–171, 1982. (Cité en page 179.)

[Prieto 1996] Thomas E. Prieto, J.B. Myklebust, R.G. Hoffmann, E.G. Lovett et B.M. Myklebust. *Measures of postural steadiness : differences between healthy young and elderly adults.* IEEE Transactions on biomedical engineering, vol. 43, no. 9, pages 956–966, 1996. (Cité en page 111.)

[Raman 1918] C.V. Raman. *On the mechanical theory of bowed strings and of musical instruments of the violin family, with experimental verification of the results.* Proc. Ind. Ass. Sci, vol. 15, 1918. (Cité en page 20.)

[Ramsay 2006] James O. Ramsay. Functional data analysis. Wiley Online Library, 2006. (Cité en pages 194, 196 et 215.)

[Rank 1999] Erhard Rank. A player model for midi control of synthetic bowed strings. na, 1999. (Cité en page 29.)

[Rasamimanana 2006] Nicolas H. Rasamimanana, Emmanuel Fléty et Frédéric Bevilacqua. *Gesture analysis of violin bow strokes.* In International Gesture Workshop, pages 145–155. Springer, 2006. (Cité en page 18.)

[Rasamimanana 2007a] N.H. Rasamimanana, F. Kaiser et F. Bevilacqua. *Transients control of violin players : relationships between bow acceleration and string irregular vibrations*, 2007. (Cité en pages 18 et 35.)

[Rasamimanana 2007b] Nicolas Rasamimanana, Delphine Bernardin, Marcelo M. Wanderley et Frédéric Bevilacqua. *String bowing gestures at varying bow stroke frequencies : A case study.* In International Gesture Workshop, pages 216–226. Springer, 2007. (Cité en page 57.)

[Rasamimanana 2008a] Nicolas Rasamimanana. *Geste instrumental du violoniste en situation de jeu : analyse et modélisation.* PhD thesis, Université Pierre et Marie Curie-Paris VI, 2008. (Cité en pages 17, 18, 19 et 86.)

[Rasamimanana 2008b] Nicolas Rasamimanana et Frédéric Bevilacqua. *Effort-based analysis of bowing movements : evidence of anticipation effects.* Journal of New Music Research, vol. 37, no. 4, pages 339–351, 2008. (Cité en pages 57 et 62.)

[Repp 1992] Bruno H. Repp. *Diversity and commonality in music performance : An analysis of timing microstructure in Schumann's "Träumerei".* The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 92, no. 5, pages 2546–2568, 1992. (Cité en page 38.)

[Repp 1999a] Bruno H. Repp. *Control of expressive and metronomic timing in pianists.* Journal of motor behavior, vol. 31, no. 2, pages 145–164, 1999. (Cité en page 38.)

[Repp 1999b] Bruno H. Repp. *Detecting deviations from metronomic timing in music : Effects of perceptual structure on the mental timekeeper.* Perception & Psychophysics, vol. 61, no. 3, pages 529–548, 1999. (Cité en pages 38, 62 et 159.)

[Repp 2005] Bruno H. Repp. *Sensorimotor synchronization : a review of the tapping literature.* Psychonomic bulletin & review, vol. 12, no. 6, pages 969–992, 2005. (Cité en page 62.)

[Risset 1969] Jean-Claude Risset et Max Mathews. *Analysis of musical-instrument tones.* Physics today, vol. 22, no. 2, pages 23–30, 1969. (Cité en page 27.)

[Risset 1982] Jean-Claude Risset et David L. Wessel. *Exploration of timbre by analysis and synthesis.* The psychology of music, pages 26–58, 1982. (Cité en pages 27 et 34.)

[Rizzolatti 1990] Giacomo Rizzolatti, M. Gentilucci, R.M. Camarda, V. Gallese, G. Luppino, M. Matelli et L. Fogassi. *Neurons related to reaching-grasping arm movements in the rostral part of area 6 (area 6aβ).* Experimental Brain Research, vol. 82, no. 2, pages 337–350, 1990. (Cité en page 60.)

[Rizzolatti 2001] Giacomo Rizzolatti, Leonardo Fogassi et Vittorio Gallese. *Neurophysiological mechanisms underlying the understanding and imitation of action.* Nature reviews neuroscience, vol. 2, no. 9, pages 661–670, 2001. (Cité en page 60.)

[Robertson 2013] Gordon Robertson, Graham Caldwell, Joseph Hamill, Gary Kamen et Saunders Whittlesey. Research methods in biomechanics, 2e. Human Kinetics, 2013. (Cité en pages 65 et 104.)

[Robine 1998] Jean-Marie Robine. Gestalt-thérapie, la construction du soi. L'Harmattan, 1998. (Cité en page 45.)

[Rockstro 1967] Richard Shepherd Rockstro et Georgina M. Rockstro. A treatise on the flute, 2e edition. Londres, Musica Rara, 1967. (Cité en page 50.)

[Rodger 2010] Matthew William MacDonald Rodger. *Musicians' Body Movements in Musical Skill Acquisition.* PhD thesis, Queen's University Belfast, 2010. (Cité en page 49.)

[Rodger 2013] Matthew W.M. Rodger et Cathy M. Craig. *Moving with Beats and Loops : The Structure of Auditory Events and Sensorimotor Timing.* In CMMR, pages 204–217, 2013. (Cité en page 62.)

[Rosenbaum 2007] David A. Rosenbaum, Rajal G. Cohen, Steven A. Jax, Daniel J. Weiss et Robrecht Van Der Wel. *The problem of serial order in behavior : Lashley's legacy.* Human movement science, vol. 26, no. 4, pages 525–554, 2007. (Cité en page 55.)

[Rougier 2008] P.R. Rougier. *What insights can be gained when analysing the resultant centre of pressure trajectory ?* Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology, vol. 38, no. 6, pages 363–373, 2008. (Cité en page 110.)

[Rozé 2016] Jocelyn Rozé, Mitsuko Aramaki, Richard Kronland-Martinet, Thierry Voinier, Christophe Bourdin, Delphine Chadefaux, Marvin Dufrenne et Solvi Ystad. *Assessing the influence of constraints on cellists' postural displacements and musical expressivity.* In Music, Mind and Embodiment - Post-proceedings of CMMR, volume 9617 of *LNCS*, pages 22–41. Springer, 2016. (Cité en pages 110, 153 et 173.)

[Rozé 2017a] Jocelyn Rozé, Mitsuko Aramaki, Richard Kronland-Martinet, Christophe Bourdin et Sølvi Ystad. *Eluding the Influence of Postural Constraints on Cellists' Bowing Movements and Timbral Quality.* In Bridging People and Sound - Post-proceedings of CMMR, volume 10525 of *LNCS*, pages 128–144. Heidelberg : Springer-Verlag, 2017. (Cité en page 34.)

[Rozé 2017b] Jocelyn Rozé, Mitsuko Aramaki, Richard Kronland-Martinet et Sølvi Ystad. *Exploring the perceived harshness of cello sounds by morphing and synthesis techniques.* The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 141, no. 3, pages 2121–2136, 2017. (Cité en pages 173 et 206.)

[Sacks 1992] Oliver Sacks. L'homme qui prenait sa femme pour un chapeau. Seuil, 1992. (Cité en pages 6, 63 et 64.)

[Savitzky 1964] Abraham Savitzky et Marcel J.E. Golay. *Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures.* Analytical chemistry, vol. 36, no. 8, pages 1627–1639, 1964. (Cité en page 166.)

[Schaeffer 1966] Pierre Schaeffer. Traité des objets musicaux (treaty of musical objects). Editions du Seuil, Paris, 1966. (Cité en pages 15, 33, 174 et 181.)

[Schelleng 1973] John C. Schelleng. *The bowed string and the player.* The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 53, no. 1, pages 26–41, 1973. (Cité en pages 19, 21, 22 et 207.)

[Schmidt 1975] Richard A. Schmidt. *A schema theory of discrete motor skill learning.* Psychological review, vol. 82, no. 4, page 225, 1975. (Cité en page 6.)

[Schoonderwaldt 2003] Erwin Schoonderwaldt, Knut Guettler et Anders Askenfelt. *Effect of the width of the bow hair on the violin string spectrum.* In Proceedings of the Stockholm Music Acoustics Conference (SMAC), 2003. (Cité en page 207.)

[Schoonderwaldt 2006] Erwin Schoonderwaldt, Nicolas Rasamimanana et Frédéric Bevilacqua. *Combining accelerometer and video camera : Reconstruction of bow velocity profiles.* In Proceedings of the 2006 conference on New interfaces for musical expression, pages 200–203. IRCAM—Centre Pompidou, 2006. (Cité en page 166.)

[Schoonderwaldt 2007] Erwin Schoonderwaldt et Marcelo M. Wanderley. *Visualization of bowing gestures for feedback : The Hodgson plot.* In Proceedings of the 3rd International Conference on Automated Production of Cross Media Content for Multi-channel Distribution (AXMEDIS07), volume 2, pages 65–70, 2007. (Cité en page 17.)

[Schoonderwaldt 2009] Erwin Schoonderwaldt. *The violinist's sound palette : spectral centroid, pitch flattening and anomalous low frequencies.* Acta acustica united with acustica, vol. 95, no. 5, pages 901–914, 2009. (Cité en pages 17, 22, 35, 142 et 160.)

[Schutz 2007] Michael Schutz et Scott Lipscomb. *Hearing gestures, seeing music : Vision influences perceived tone duration.* Perception, vol. 36, no. 6, pages 888–897, 2007. (Cité en page 50.)

[Schutz 2008] Michael Schutz. *Seeing music ? What musicians need to know about vision.* Empirical Musicology Review, 2008. (Cité en page 50.)

[Sciabica 2012] Jean-François Sciabica, Anaïk Olivero, Vincent Roussarie, Sølvi Ystad et Richard Kronland-Martinet. *Dissimilarity Test Modelling by Time-Frequency Representation Applied to Engine Sound.* In Audio Engineering Society Conference : 45th International Conference : Applications of Time-Frequency Processing in Audio, 2012. (Cité en page 175.)

[Seashore 1936] Carl E. Seashore. The psychology of music, volume 23. McGraw-Hill - Reprinted 1967 by Dover Publications, New York, 1936. (Cité en pages 32, 33, 36 et 38.)

[Serafin 2004] Stefania Serafin. *The sound of friction : real-time models, playability and musical applications.* PhD thesis, Stanford University, 2004. (Cité en pages 29 et 30.)

[Serra 1989] Xavier Serra. *A system for sound analysis/transformation/synthesis based on a deterministic plus stochastic decomposition.* PhD thesis, Stanford University, 1989. (Cité en page 28.)

[Shaffer 1982] L.H. Shaffer. *Rhythm and timing in skill.* Psychological review, vol. 89, no. 2, page 109, 1982. (Cité en page 56.)

[Shan 2003] Gongbing Shan et Peter Visentin. *A quantitative three-dimensional analysis of arm kinematics in violin performance.* Medical problems of performing artists, vol. 18, no. 1, pages 3–10, 2003. (Cité en page 57.)

[Sherrington 1906] Charles Sherrington. The integrative action of the nervous system. Yal University Press, 1906. (Cité en pages 4 et 67.)

[Shimba 1984] Takeshi Shimba. *An estimation of center of gravity from force platform data.* Journal of Biomechanics, vol. 17, no. 1, pages 5359–5760, 1984. (Cité en page 111.)

[Sloboda 1983] John A. Sloboda. *The communication of musical metre in piano performance.* The quarterly journal of experimental psychology, vol. 35, no. 2, pages 377–396, 1983. (Cité en page 37.)

[Smith 1992] Julius O. Smith. *Physical modeling using digital waveguides.* Computer Music Journal, vol. 16, no. 4, pages 74–91, 1992. (Cité en page 26.)

[Smyth 2009] Tamara Smyth et Jonathan S. Abel. *Estimating the Reed Pulse from Clarinet Recordings.* In ICMC, 2009. (Cité en page 31.)

[Soechting 1984] John F. Soechting et B. Ross. *Psychophysical determination of coordinate representation of human arm orientation.* Neuroscience, vol. 13, no. 2, pages 595–604, 1984. (Cité en page 68.)

[Soechting 1996] John F. Soechting, Andrew M. Gordon et Kevin C. Engel. *Sequential Hand and Finger Movements : Typing and Piano Playing.* The acquisition of motor behavior in vertebrates, Eds J.R. Bloedel, T.J. Ebner and S.P. Wise, Cambridge, Massachussets : The MIT Press, page 343, 1996. (Cité en page 56.)

[Søndergaard 2012] Peter L. Søndergaard, Bruno Torrésani et Peter Balazs. *The linear time frequency analysis toolbox.* International Journal of Wavelets, Multiresolution and Information Processing, vol. 10, no. 04, 2012. (Cité en pages 176 et 177.)

[Starker 1975] Janos Starker. An organized method of string playing. Bloomington, Indiana University Press, 1975. (Cité en pages 39, 56, 69, 76 et 134.)

[Stepanek 2005] Jan Stepanek et Zdenek Otcenasek. *Acoustical correlates of the main features of violin timbre perception.* In Proceedings of the Conference on Interdisciplinary Musicology, pages 1–9, 2005. (Cité en pages 34, 160 et 173.)

[Stepanek 2006] Jan Stepanek. *Musical sound timbre : Verbal description and dimensions.* In Proceedings of the 9th International Conference on Digital Audio Effects (DAFx-06), pages 121–126, 2006. (Cité en pages 34, 160 et 173.)

[Stewart 2010] John Stewart, John Robert Stewart, Olivier Gapenne et Ezequiel A. Di Paolo. Enaction : Toward a new paradigm for cognitive science. MIT Press, 2010. (Cité en page 45.)

[Sulem 2002] Reine-Brigitte Sulem. Physiologie et art du violon. AleXitère, 2002. (Cité en pages 5, 7, 9, 10, 158 et 159.)

[Sundberg 1980] Johan Sundberg et Violet Verrillo. *On the anatomy of the retard : A study of timing in music.* The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 68, no. 3, pages 772–779, 1980. (Cité en page 38.)

[Sundberg 1983] Johan Sundberg, Anders Askenfelt et Lars Frydén. *Musical performance : A synthesis-by-rule approach.* Computer Music Journal, vol. 7, no. 1, pages 37–43, 1983. (Cité en page 38.)

[Susini 1999] Patrick Susini, Stephen McAdams et Suzanne Winsberg. *A multidimensional technique for sound quality assessment.* Acta acustica united with Acustica, vol. 85, no. 5, pages 650–656, 1999. (Cité en page 33.)

[Teixeira 2015a] Euler C.F. Teixeira, Mauricio A. Loureiro, Marcelo M. Wanderley et Hani C. Yehia. *Motion analysis of clarinet performers.* Journal of New Music Research, vol. 44, no. 2, pages 97–111, 2015. (Cité en page 48.)

[Teixeira 2015b] Euler C.F. Teixeira, Hani C. Yehia et Mauricio A. Loureiro. *Relating movement recurrence and expressive timing patterns in music performances.* The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 138, no. 3, pages 212–216, 2015. (Cité en page 48.)

[Thomas 1949] André Thomas et Julian de Ajuriaguerra. Etude sémiologique du tonus musculaire. Flammarion, 1949. (Cité en pages 67 et 74.)

[Thompson 2012] Marc R. Thompson et Geoff Luck. *Exploring relationships between pianists' body movements, their expressive intentions, and structural elements of the music.* Musicae Scientiae, vol. 16, no. 1, pages 19–40, 2012. (Cité en pages 47, 48, 104, 159 et 223.)

[Thoret 2015] Etienne Thoret, Simon Conan, Mitsuko Aramaki, Lionel Bringoux, Charles Gondre, Jean-Luc Velay, Solvi Ystad et Richard Kronland-Martinet. *When hearing biological movements reveals embodied motor properties : a new paradigm to study relations between gestures and sounds.* In The Sensorimotor Theory of Perception and Consciousness, 2015. (Cité en pages 62 et 68.)

[Todd 1985] Neil Todd. *A model of expressive timing in tonal music.* Music Perception : An Interdisciplinary Journal, vol. 3, no. 1, pages 33–57, 1985. (Cité en page 38.)

[Todd 1995] Neil Todd. *The kinematics of musical expression.* The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 97, no. 3, pages 1940–1949, 1995. (Cité en page 46.)

[Todd 1999] Neil Todd. *Motion in music : A neurobiological perspective.* Music perception : an interdisciplinary journal, vol. 17, no. 1, pages 115–126, 1999. (Cité en page 65.)

[Toiviainen 2010] Petri Toiviainen, Geoff Luck et Marc R. Thompson. *Embodied meter : hierarchical eigenmodes in music-induced movement.* Music Perception : An Interdisciplinary Journal, vol. 28, no. 1, pages 59–70, 2010. (Cité en pages 59, 104, 147, 212 et 227.)

[Tolonen 1998] Tero Tolonen, Vesa Välimäki et Matti Karjalainen. *Evaluation of modern sound synthesis methods.* Rapport technique, Helsinki University of Technology, 1998. (Cité en pages 27 et 29.)

[Tolonen 2000] Tero Tolonen et Matti Karjalainen. *A computationally efficient multipitch analysis model.* IEEE transactions on speech and audio processing, vol. 8, no. 6, pages 708–716, 2000. (Cité en pages 31 et 99.)

[Trainor 2009] Laurel J. Trainor, Xiaoqing Gao, Jing-jiang Lei, Karen Lehtovaara et Laurence R. Harris. *The primal role of the vestibular system in determining musical rhythm.* cortex, vol. 45, no. 1, pages 35–43, 2009. (Cité en pages 64, 170 et 257.)

[Traube 2001] Caroline Traube et Julius O. Smith. *Extracting the fingering and the plucking points on a guitar string from a recording.* In Applications of Signal Processing to Audio and Acoustics, IEEE Workshop, pages 7–10, 2001. (Cité en page 31.)

[Traube 2003] Caroline Traube, Philippe Depalle et Marcelo M. Wanderley. *Indirect acquisition of instrumental gesture based on signal, physical and perceptual information.* In Proceedings of the conference on New interfaces for musical expression, pages 42–47, 2003. (Cité en pages 31 et 34.)

[Turner-Stokes 1999] Lynne Turner-Stokes et Keith Reid. *Three-dimensional motion analysis of upper limb movement in the bowing arm of string-playing musicians.* Clinical Biomechanics, vol. 14, no. 6, pages 426–433, 1999. (Cité en page 57.)

[Turvey 1990] Michael T. Turvey. *Coordination.* American psychologist, vol. 45, no. 8, page 938, 1990. (Cité en page 67.)

[Van Noorden 1999] Leon Van Noorden et Dirk Moelants. *Resonance in the perception of musical pulse.* Journal of New Music Research, vol. 28, no. 1, pages 43–66, 1999. (Cité en page 49.)

[Van Zijl 2013] Anemone G.W. Van Zijl et Geoff Luck. *Moved through music : The effect of experienced emotions on performers' movement characteristics.* Psychology of Music, vol. 41, no. 2, pages 175–197, 2013. (Cité en pages 49, 89 et 234.)

[Varela 1998] F. Varela et E. Thompson. *The embodied mind.* Cognitive Science and Human Experience. Cambridge, Massachusetts, London, England : The MIT Press, 1998. (Cité en pages 4 et 45.)

[Verfaille 2006] Vincent Verfaille, Marcelo M. Wanderley et Philippe Depalle. *Mapping strategies for gestural and adaptive control of digital audio effects.* Journal of New Music Research, vol. 35, no. 1, pages 71–93, 2006. (Cité en page 29.)

[Vilela Barbosa 2012] Adriano Vilela Barbosa, Rose-Marie Déchaine, Eric Vatikiotis-Bateson et Hani Camille Yehia. *Quantifying time-varying coordination of multimodal speech signals using correlation map analysis.* The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 131, no. 3, pages 2162–2172, 2012. (Cité en page 48.)

[Vines 2003] Bradley W. Vines, Marcelo M. Wanderley, Carol L. Krumhansl, Regina L. Nuzzo et Daniel J. Levitin. *Performance gestures of musicians : What structural and emotional information do they convey ?* In International Gesture Workshop, pages 468–478. Springer, 2003. (Cité en pages 49 et 50.)

[Vines 2006] Bradley W. Vines, Carol L. Krumhansl, Marcelo M. Wanderley et Daniel J. Levitin. *Cross-modal interactions in the perception of musical performance.* Cognition, vol. 101, no. 1, pages 80–113, 2006. (Cité en pages 42, 46 et 49.)

[Visentin 2003] Peter Visentin et Gonbing Shan. *The Kinetic Characteristics of the Bow Arm During Violin Performance.* Medical Problems of Performing Artists, vol. 18, pages 91–97, 2003. (Cité en page 57.)

[Visi 2014] Federico Visi, Esther Coorevits, Eduardo Miranda et Marc Leman. Effects of different bow stroke styles on body movements of a viola player : an exploratory study. Ann Arbor, MI : Michigan Publishing, University of Michigan Library, 2014. (Cité en pages 58, 104 et 223.)

[Visi 2015] Federico Visi, Esther Coorevits, Rodrigo Schramm et Eduardo Miranda. *Instrumental movements of neophytes : analysis of movement periodicities, commonalities and individualities in mimed violin performance performance.* In 11th International Symposium on CMMR, pages 518–533. The Laboratory of Mechanics and Acoustics, 2015. (Cité en pages 58 et 217.)

[Viviani 1991] Paolo Viviani et Roland Schneider. *A developmental study of the relationship between geometry and kinematics in drawing movements.* Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 17, no. 1, pages 198–218, 1991. (Cité en page 68.)

[Viviani 1994] Paolo Viviani. Les habiletés motrices. In M. Richelle, J. Requin, and M. Robert, Eds. Traité de Psychologie Expérimentale, 1994. (Cité en page 61.)

[Viviani 1995] Paolo Viviani et Tamar Flash. *Minimum-jerk, two-thirds power law, and isochrony : converging approaches to movement planning.* Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 21, no. 1, page 32, 1995. (Cité en pages 76 et 170.)

[Von Helmholtz 1892] Hermann Von Helmholtz. Die lehre von den tonempfindungen als physiologische grundlage für die theorie der musik (théorie physiologique de la musique fondée sur l'étude des sensations auditives). Springer-Verlag, 1892. (Cité en page 18.)

[Wanderley 1999a] Marcelo M. Wanderley. *Non-obvious performer gestures in instrumental music.* In International Gesture Workshop, pages 37–48. Springer, 1999. (Cité en pages 31, 47 et 260.)

[Wanderley 1999b] Marcelo M. Wanderley, Philippe Depalle et Olivier Warusfel. *Improving Instrumental Sound Synthesis by Modeling the Effects of Performer Gesture.* In ICMC, 1999. (Cité en pages 32 et 86.)

[Wanderley 2001] Marcelo M. Wanderley. *Performer-Instrument Interaction : Applications to Gestural Control of Music.* PhD Thesis. Paris : Université Pierre et Marie Curie-Paris VI, 2001. (Cité en page 29.)

[Wanderley 2002] Marcelo M. Wanderley. *Quantitative analysis of non-obvious performer gestures.* In Gesture and sign language in human-computer interaction, pages 241–253. Springer, 2002. (Cité en pages 8, 32, 46, 47, 48, 49, 89 et 120.)

[Wanderley 2004] Marcelo M. Wanderley et Philippe Depalle. *Gestural control of sound synthesis.* Proceedings of the IEEE, vol. 92, no. 4, pages 632–644, 2004. (Cité en pages 8, 9, 30 et 42.)

[Wanderley 2005] Marcelo M. Wanderley, Bradley W. Vines, Neil Middleton, Cory McKay et Wesley Hatch. *The musical significance of clarinetists' ancillary gestures : An exploration of the field.* Journal of New Music Research, vol. 34, no. 1, pages 97–113, 2005. (Cité en pages 40, 42, 47, 49, 81, 89, 120, 150, 151, 159, 216, 255 et 256.)

[Wanless 1998] Mary Wanless. Ride with your mind : a right brain approach to riding. Kenilworth, 1998. (Cité en page 11.)

[Weinreich 1996] Gabriel Weinreich. *Directional tone color.* The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 101, no. 4, pages 2338–2346, 1996. (Cité en page 36.)

[Wessel 1979] David L. Wessel. *Timbre space as a musical control structure.* Computer Music Journal, pages 45–52, 1979. (Cité en pages 33 et 34.)

[Widmer 2004] Gerhard Widmer et Werner Goebl. *Computational models of expressive music performance : The state of the art.* Journal of New Music Research, vol. 33, no. 3, pages 203–216, 2004. (Cité en page 38.)

[Wiesendanger 2006] Mario Wiesendanger, Andreas Baader et Oleg Kazennikov. *Fingering and bowing in violinists : a motor control approach.* Music, Motor Control and the Brain, pages 109–123, 2006. (Cité en pages 57 et 62.)

[Wilson 2005] Margaret Wilson et Günther Knoblich. *The case for motor involvement in perceiving conspecifics.* Psychological bulletin, vol. 131, no. 3, page 460, 2005. (Cité en page 60.)

[Winold 1994] Helga Winold et Esther Thelen. *Coordination and control in the bow arm movements of highly skilled cellists.* Ecological Psychology, vol. 6, no. 1, pages 1–31, 1994. (Cité en pages 38, 56 et 57.)

[Winter 1995] David A. Winter. *Human balance and posture control during standing and walking.* Gait & posture, vol. 3, no. 4, pages 193–214, 1995. (Cité en page 66.)

[Wolfe 2002] Joe Wolfe. *Speech and music, acoustics and coding, and what music might be 'for'.* In Proc. 7th International Conference on Music Perception and Cognition, pages 10–13, 2002. (Cité en page 18.)

[Wolpert 2011] Daniel M. Wolpert, Jörn Diedrichsen et J.R. Flanagan. *Principles of sensorimotor learning.* Nature Reviews Neuroscience, vol. 12, no. 12, pages 739–751, 2011. (Cité en pages 61 et 62.)

[Woodhouse 1993a] James Woodhouse. *Idealised models of a bowed string.* Acta Acustica united with Acustica, vol. 79, no. 3, pages 233–250, 1993. (Cité en pages 20 et 26.)

[Woodhouse 1993b] James Woodhouse. *On the playability of violins. Part I : Reflection functions.* Acta Acustica united with Acustica, vol. 78, no. 3, pages 125–136, 1993. (Cité en page 19.)

[Woodhouse 1993c] James Woodhouse. *On the playability of violins. Part II : Minimum bow force and transients.* Acta Acustica united with Acustica, vol. 78, no. 3, pages 137–153, 1993. (Cité en pages 21, 22 et 24.)

[Woodhouse 2004] James Woodhouse et P.M. Galluzzo. *The bowed string as we know it today.* ACTA Acustica united with Acustica, vol. 90, no. 4, pages 579–589, 2004. (Cité en pages 19, 28, 31 et 35.)

[Young 2002] Diana Young. *The Hyperbow : A Precision Violin Interface.* In ICMC, 2002. (Cité en pages 29 et 30.)

[Young 2003] Diana Young et Stefania Serafin. *Playability evaluation of a virtual bowed string instrument.* In Proceedings of the 2003 conference on New interfaces for musical expression, pages 104–108. National University of Singapore, 2003. (Cité en pages 29 et 30.)

[Ystad 1998] Sølvi Ystad. *Sound modeling using a combination of physical and signal models.* Doktor ingeniøravhandling, NTNU, Norway, 1998. (Cité en page 29.)

[Ystad 1999] Sølvi Ystad. *Identification and modeling of a flute source signal.* In Proc 2nd COST G-6 Workshop on Digital Audio Effects (DAFx99), 1999. (Cité en page 31.)

[Ystad 2001] Sølvi Ystad et Thierry Voinier. *Analysis-synthesis of flute sounds with a looped non-linear model.* In Workshop on Current Research Directions in Computer Music, Barcelona, 2001. (Cité en page 27.)

[Zatorre 2007] Robert J. Zatorre, Joyce L. Chen et Virginia B. Penhune. *When the brain plays music : auditory–motor interactions in music perception and production.* Nature Reviews Neuroscience, vol. 8, no. 7, pages 547–558, 2007. (Cité en pages 38, 61 et 62.)

[Zattara 1983] M. Zattara et S. Bouisset. *Influence de la vitesse d'exécution du mouvement volontaire sur les accélérations locales anticipatrices.* Résumé des communications, 8ème Congrès de la Société de Biomécanique, pages 113–114, 1983. (Cité en page 78.)

[Zölzer 2011] Udo Zölzer. Dafx : digital audio effects. John Wiley & Sons, 2011. (Cité en page 195.)

Résumé :

Le corps du musicien est souvent le grand oublié de la pédagogie instrumentale traditionnelle. Pour les instruments à corde frottée par exemple, l'attention est particulièrement focalisée sur la dextérité des doigts de la main gauche ou la précision du bras droit tenant l'archet, comme des conditions nécessaires et suffisantes à l'expressivité musicale. Il suffit cependant de regarder jouer de grands violonistes ou violoncellistes pour se rendre compte qu'ils se servent, inconsciemment ou non, de mouvements posturaux bien éloignés des gestes purement instrumentaux impliqués dans la production du son. Quelle serait alors la fonction de ces mouvements corporels ? S'ils contribuent visuellement à rendre une performance plus vivante, on ne connaît pas vraiment à ce jour leur influence sur les caractéristiques acoustiques expressives perçues, comme le phrasé musical ou la qualité du son.

Dans cette thèse, on se propose d'apporter des éléments de réponse en s'intéressant aux mouvements ancillaires des violoncellistes et à leur influence sur l'expressivité musicale. Sur le plan gestuel, l'étude se focalise sur les déplacements de tête et du buste, qui sont les plus saillants visuellement, mais aussi les plus fondamentaux pour l'organisation motrice du violoncelliste [Alexander 1974]. Sur le plan acoustique, nous nous concentrons sur les deux moyens principaux de son expressivité musicale : le rythme et le timbre [Gagnepain 2001]. Cette recherche s'inscrit au carrefour de nombreux domaines impliquant différents niveaux de recul : la pédagogie instrumentale [Hoppenot 1981], la posture du musicien [De Alcantara 2000], la physiologie du violoncelliste [Mantel 1995], et plus globalement "l'inscription corporelle" de la musique (*musical embodiement*) [Leman 2007]. L'influence des mouvements posturaux sur l'expressivité musicale est évaluée au moyen de quatre conditions posturales affectant le fonctionnement sensori-moteur du violoncelliste : Une condition de jeu standard et trois contraintes d'immobilisation graduelles (mentale, physique par le buste, et physique par le buste et la tête). Au sein de chaque session posturale, le mode de jeu à l'archet (court *Détaché* ou long *Légato*) est pris comme un facteur d'étude des relations croisées entre son et mouvement.

Le première partie de la thèse met en évidence des relations entre les mouvements posturaux du violoncelliste et son expressivité rythmique. Il semblerait notamment que la coordination entre posture et mouvements d'un violoncelliste ne soit optimale que s'il dispose de sa *capacité posturo-cinétique*, lui permettant de garder l'équilibre tout en en résistant aux expansions de l'archet. La symbiose naturelle entre le musicien et son violoncelle s'avère aussi déterminante pour la *cohésion métrique et rythmique* entre les gestes ancillaires de tronc et instrumentaux d'archet. Le déséquilibre rythmique causé par l'absence de mouvements posturaux est particulièrement reproductible lors de passages nécessitant une bonne coordination motrice entre les deux bras. La gêne ressentie est mesurée la plus forte en jeu court d'archet *Détaché*, ce qui coïncide aussi avec une plus grande uniformité dans les modulations des vitesses d'archet et de couleurs de timbre inter-notes. La deuxième partie de la thèse est dédiée à l'exploration détaillée du timbre d'une note régulièrement décharnée sous contrainte posturale par le buste et la tête. On parvient à montrer que cette dégradation acoustique est associée à une vitesse d'archet plus faible et un geste instrumental de bras droit plus étriqué. En remontant jusqu'aux parties coporelles centrales, nous mettons en évidence l'importance de la torsion de la colonne vertébrale et de l'ouverture de l'épaule droite sur la qualité du son. L'ensemble de ces travaux soutient l'importance de la *flexibilité* dans la liberté de mouvement posturale des violoncellistes pour la production d'un jeu équilibré et expressif.

Mots clés : Violoncelle, acoustique, mouvement/posture, geste instrumental/ancillaire, expressivité musicale

Influence of the cellists' postural movements on their musical expressivity

Abstract :

The musician's body is often deeply forgotten in the traditional instrumental pedagogy. In the case of bowed-string instrumentalists, the attention is required to be paid on the fingers' dexterity at the left hand or the bow accuracy at the right hand, like preliminary and mandatory conditions for musical expressivity. However, just by observing the play of great violinists or cellists, we can realize that they use postural movements more or less consciously, which are far away from their purely instrumental gestures involved in the sound production. What would be thus the function of these corporeal movements ? If they visually contribute to make a performance more lively, we actually don't know their influence on the perceived expressive acoustical features, such as the musical phrasing or the sound quality.

In this tesis, we try to bring some response elements by investigating the cellists' ancillary movements and their influence on the musical expressivity. On the gesture side, we focuse on the chest and head displacements, which are the most salient visually but also the most essential for the cellist's motor planning [Alexander 1974]. On the acoustical side, we focuse on the two principal means of producing musical expressivity : the rhythmic and the timbre [Gagnepain 2001]. This investigation takes place within various areas implying different perspective levels : Instrumental pedagogy [Hoppenot 1981], musician's posture [De Alcantara 2000], cellist's physiology [Mantel 1995], and more globally musical embodiement [Leman 2007]. The influence of postural movements on the musical expressivity is assessed by the means of four postural conditions affecting the cellists' sensori-motor mechanisms : A standard playing condition and three gradual immobilisation constraints (mental, physically immobilised by the chest, and finally by the chest and the head). Within each postural session, the bow playing mode (short *Détaché* or large *Légato*) is choosed as a studying factor of the crossed relationships between sound and mouvement.

The first part of the tesis highlights the relationships between the cellist's postural movements and their rhythmical expressivity. It appears that the coordination between posture and movement of a cellist is optimal with a good postural-cinetic capacity, which allows to keep the balance by resisting to bow expansions. The natural symbiosis between the musician and his cello also turns out to be a key factor for the metric and rhythmic cohesion between trunk ancillary gestures and instrumental bowing. The rhythmical unbalance caused by the absence of postural movements is particulary repeatable during passages requiring a good motor coordination between the two arms. The discomfort felt is assessed stronger in the bowing mode *Détaché*, which coincides with a bigger uniformity in speed modulations and inter-note timbre colors. The second part of the tesis is dedicated to the detailed exploration of the timbre for a note frequently harshnessed within the postural constraint by chest and head. We succeed to show that this acoustical degradation is linked with a weakest bow speed and a narrower gesture of the instrumental right arm. By tracing back to the central body parts, we highlight the importance of the spine torsion and the right shoulder opening for the sound quality. The whole of these works support flexibility in the postural movement freedom for producing a balanced and expressive play.

Keywords : Cello, acoustic, movement/balance, instrumental/ancillary gesture, musical expressivity