



**HAL**  
open science

# Simulation de la variabilité du mouvement induite par la fatigue musculaire pour la conception ergonomique de postes de travail

Jonathan Savin

## ► To cite this version:

Jonathan Savin. Simulation de la variabilité du mouvement induite par la fatigue musculaire pour la conception ergonomique de postes de travail. Robotique [cs.RO]. Sorbonne Université, 2019. Français. NNT : 2019SORUS349 . tel-02384210v2

**HAL Id: tel-02384210**

**<https://theses.hal.science/tel-02384210v2>**

Submitted on 15 Feb 2021

**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.

**THÈSE DE DOCTORAT  
SORBONNE UNIVERSITÉ**

présentée par

**Jonathan SAVIN**

sous la direction de

**Philippe BIDAUD, Vincent PADOIS et Jacques MARSOT**

pour obtenir le grade de :

**DOCTEUR SORBONNE UNIVERSITÉ**

**École doctorale n°391: Sciences mécaniques, acoustique, électronique et robotique  
(SMAER)**

Sujet de la thèse :

**Simulation de la variabilité du mouvement induite par la  
fatigue musculaire pour la conception ergonomique de postes  
de travail**

**soutenue le 22 novembre 2019**

devant le jury composé de :

<b>M<sup>me</sup> Julie CHARLAND (Manager, Dassault-Systèmes)</b>	<b>Examineur</b>
<b>M<sup>me</sup> Laurence CHÈZE (Professeur, LBMC)</b>	<b>Rapporteur</b>
<b>M<sup>me</sup> Agnès ROBY-BRAMI (Directeur de Recherche, ISIR)</b>	<b>Examineur</b>
<b>M. Philippe FRAISSE (Professeur, LIRMM)</b>	<b>Rapporteur</b>
<b>M. Philippe BIDAUD (Professeur, ONERA)</b>	<b>Directeur de Thèse</b>
<b>M. Vincent PADOIS (Maître de Conférences, INRIA)</b>	<b>Co-directeur de thèse</b>
<b>M. Jacques MARSOT (Chef de Laboratoire, INRS)</b>	<b>Co-directeur de thèse</b>



Voici ce que j'ai vu : il est bon et beau pour l'homme de manger et de boire et de prendre du plaisir dans le travail qu'il accomplit sous le soleil, pendant la durée de vie que Dieu lui accorde, car c'est sa part. Et même, [...] c'est un cadeau de Dieu.

Ecclésiaste 5.17-18



# Remerciements

Rédiger une page de remerciements peut *a priori* paraître un exercice artificiel, formel. Après avoir rédigé l'ensemble du mémoire, il est évident pour moi que ce n'est pas le cas ! En considérant l'activité des années écoulées, les connaissances acquises, les concepts, méthodes et outils à maîtriser, les difficultés théoriques ou pratiques rencontrées, j'ai vraiment à cœur d'exprimer ma profonde reconnaissance à celles et ceux sans qui cette aventure n'aurait pas été possible, ou bien (encore) plus compliquée.

Je tiens tout d'abord à remercier MM. Philippe Bidaud et Vincent Padois, mes directeurs de thèse. Le projet de recherche que je leur ai soumis, mon profil d'étudiant ainsi que les « contraintes logistiques » et institutionnelles associées étaient plutôt atypiques, mais ils ont accepté d'encadrer ces travaux. Je suis pleinement conscient du privilège que cela représente : leur expertise, leur expérience et leur disponibilité ont été des éléments essentiels de ma progression tout au long de cette thèse. Ma reconnaissance est aussi adressée à toutes les personnes de l'ISIR qui m'ont accompagné pour la prise en main et la résolution des questions techniques liées à l'utilisation de l'environnement XDE. Je pense en particulier à Joseph Salini, Pauline Maurice, Aurélien Ibanez et Anis Meguenani, entre autres : un immense merci à vous, votre expérience et vos conseils ont été précieux au plus au point !

Je souhaite également remercier Jacques Marsot, Séverine Brunet et Jacques Chatillon, mes responsables INRS pendant l'instruction et le déroulement de ces travaux. Ils m'ont accordé leur confiance et leur soutien, y compris pour la période complémentaire ayant permis de les mener à leur terme. Ma gratitude va également à Clarisse Gaudez et Martine Gilles, ainsi qu'à Laurent Claudon et aux autres collègues de l'INRS qui ont contribué à l'étude « Variabilité du Mouvement » : le travail mené ensemble, qui dépasse largement celui décrit dans ce mémoire, a été particulièrement enrichissant et motivant. J'espère que nous pourrons l'approfondir sous une forme ou sous une autre. Je ne voudrais pas oublier de remercier spécialement mes collègues Fabien Doffin, Dominique Bruant, Jean Theurel, Kevin Desbrosses, ainsi que l'équipe du laboratoire CAPS de l'université de Bourgogne - Romulad Lepers, Julien Bourrelier, Yoann Garnier, Yves Ballay. Vos connaissances et votre expertise ont été un atout indéniable pour la définition et la mise en œuvre de la campagne expérimentale menée pour ces travaux. Je n'oublie pas non plus Évelyne Thiébaud, Florence Oger et Nathalie Greff pour leur aide et leur accompagnement dans les exigences de la vie administrative de l'INRS.

D'autre part, puisque la conduite d'une thèse induit une occupation du « temps de cerveau disponible » débordant le temps professionnel, je souhaite associer à ces remerciements

les personnes qui m'ont encouragé ou remplacé quand j'étais moins disponible pour mes engagements extra-professionnels, en particulier au sein de l'église évangélique baptiste de Nancy.

Enfin, et surtout, je tiens à exprimer toute ma reconnaissance à ma famille. D'abord, ma plus profonde gratitude est pour Anne, ma chère et tendre épouse depuis 22 ans. Je sais combien tu as payé de ta personne pour que je puisse rester concentré sur mon travail, avoir l'esprit libre du plus possible des formalités et contraintes administratives, scolaires ou pratiques qui sont le quotidien d'une famille nombreuse. Sans ton soutien et ton amour indéfectible, je n'aurais même pas tenté une telle expérience! Mes remerciements vont aussi à mes enfants - qui n'en sont plus vraiment, tellement ils ont évolué pendant cette aventure... Mikaël, Léanne, Laurine, Noah, la thèse, c'est bientôt terminé! Peut-être vous lancerez-vous aussi dans ce défi? Que ce soit le cas ou non, je suis très fier d'où vous êtes arrivés et de tout ce que vous avez réalisé pendant ces dernières années! Enfin, un immense merci à mes parents, beaux parents, frères et sœurs pour votre soutien moral et spirituel tout au long de cette aventure. Je mesure le privilège d'avoir parcouru ce chemin et d'avoir pu compter sur vous tous! QDVB

# Table des matières

<b>1</b>	<b>Contexte et objectif</b>	<b>1</b>
1.1	La prévention intégrée à la conception d'équipements de travail . . . . .	1
1.1.1	Définition et aspects réglementaires . . . . .	2
1.1.2	Prévention des facteurs de risques biomécaniques . . . . .	2
1.1.3	Simulation de l'activité physique des opérateurs . . . . .	4
1.1.3.1	Outils de simulation . . . . .	5
1.1.3.2	Exploitation des simulations numériques . . . . .	7
1.2	Variabilité du mouvement et prévention . . . . .	9
1.3	Travaux de thèse . . . . .	11
1.3.1	Objectif de la thèse . . . . .	11
1.3.2	Contributions de la thèse . . . . .	12
1.3.2.1	Identification de la source de VM et de l'activité à simuler . . . . .	12
1.3.2.2	Animation d'un HV simulant la VM induite par la fatigue . . . . .	13
1.3.2.3	Exploitation des données de VM expérimentales et simulées . . . . .	14
1.3.3	Publications et communications liées à la thèse . . . . .	15
<b>2</b>	<b>VM : état de l'art</b>	<b>17</b>
2.1	Introduction à la variabilité du mouvement . . . . .	17
2.1.1	Terminologie et définitions préalables . . . . .	17
2.1.2	Origines de la VM . . . . .	21
2.1.3	Variabilité, stabilité et performance . . . . .	23
2.1.4	Facteurs pouvant influencer la VM au poste de travail . . . . .	24



2.2	Quantification de la variabilité du mouvement . . . . .	25
2.2.1	Descripteurs statistiques . . . . .	25
2.2.2	Descripteurs linéaires pour l'analyse de mouvements cycliques . . . . .	26
2.2.2.1	Portraits de phase . . . . .	26
2.2.2.2	Cyclogrammes . . . . .	28
2.2.2.3	Analyse procuste . . . . .	29
2.2.2.4	Réduction de dimensionnalité . . . . .	31
2.2.3	Analyse non-linéaire et systèmes dynamiques . . . . .	33
2.2.3.1	Detrended Fluctuation Analysis (DFA) . . . . .	33
2.2.3.2	Calculs d'entropie . . . . .	34
2.2.3.3	Recurrence Quantification Analysis (RQA) . . . . .	35
2.2.4	Autres descripteurs . . . . .	36
2.2.4.1	Analyse de séries temporelles . . . . .	36
2.2.4.2	Analyse dans le domaine fréquentiel . . . . .	37
2.3	VM induite par la fatigue musculaire . . . . .	38
2.3.1	Tâche de lancer d'une balle . . . . .	38
2.3.2	Tâche de sciage . . . . .	38
2.3.3	Tâche répétitive de pointage avec fatigue . . . . .	39
2.3.4	Tâche de boulonnage . . . . .	41
2.4	Descripteurs pour l'analyse de la VM expérimentale et simulée . . . . .	42
2.4.1	Choix de l'activité étudiée . . . . .	42
2.4.2	Choix des signaux étudiés . . . . .	42
2.4.3	Choix des descripteurs et traitements retenus . . . . .	43
<b>3</b>	<b>Fatigue musculaire</b>	<b>45</b>
3.1	Fonctionnement des muscles squelettiques . . . . .	45
3.1.1	Constitution d'un muscle squelettique . . . . .	45
3.1.2	Relations Force-Longueur et Force-Vitesse . . . . .	47
3.1.3	Modélisation mécanique des muscles : le modèle de Hill . . . . .	47

3.1.4	Mesure de l'activité électrique des muscles . . . . .	50
3.2	La fatigue neuromusculaire . . . . .	51
3.2.1	Définitions de la fatigue . . . . .	51
3.2.2	Effets de la fatigue musculaire sur la production de force et de mouvement	52
3.2.3	Facteurs influençant la fatigue . . . . .	53
3.3	Mise en évidence de la fatigue musculaire . . . . .	53
3.3.1	Force externe exercée . . . . .	53
3.3.2	Analyse de l'activité EMG . . . . .	54
3.3.3	Cinématique et Phase Space Warping . . . . .	58
3.3.4	Estimation subjective de l'effort . . . . .	59
3.3.5	Autres outils . . . . .	59
3.4	Estimation d'un niveau de fatigue . . . . .	61
3.4.1	Indice spectral de fatigue localisée . . . . .	61
3.4.2	Effort perçu . . . . .	61
3.5	Modélisation de la fatigue musculaire . . . . .	62
3.5.1	Modèles exponentiels de MET . . . . .	63
3.5.2	Modèle de Freund et Takala . . . . .	63
3.5.3	Modèle à compartiments LBY . . . . .	63
3.5.4	Modèle dynamique MCBZG . . . . .	66
3.5.5	Modèle à compartiments XFL . . . . .	66
3.5.6	Comparaison du modèle dynamique de Ma et du modèle XFL . . . . .	69
3.6	Implémentation d'un modèle de fatigue dans l'HV . . . . .	70
3.6.1	Choix des descripteurs de fatigue . . . . .	70
3.6.2	Choix du modèle de fatigue . . . . .	70
3.6.3	Effort maximal de référence . . . . .	70
<b>4</b>	<b>Simulation par HV de la VM induite par la fatigue</b>	<b>73</b>
4.1	Simulation de la VM : besoins identifiés . . . . .	73
4.2	Modèles d'humains virtuels et synthèse de mouvement . . . . .	74

4.2.1	Humains virtuels pour l'aide à la conception . . . . .	74
4.2.2	Synthèse du mouvement d'un HV . . . . .	76
4.2.2.1	Approches basées « données » . . . . .	78
4.2.2.2	Approches basées « modèles » . . . . .	79
4.2.2.3	Approches hybrides, intelligence artificielle et apprentissage .	80
4.2.2.4	Choix techniques pour le démonstrateur d'HV . . . . .	81
4.3	Environnement et architecture d'une simulation « basée-modèle » . . . . .	82
4.3.1	Modélisation de l'opérateur . . . . .	84
4.3.2	Le moteur physique du démonstrateur . . . . .	84
4.3.3	Le contrôleur d'humain virtuel . . . . .	85
4.3.3.1	Contrôleur par optimisation sous contraintes . . . . .	85
4.3.3.2	Le contrôleur utilisé . . . . .	85
4.3.3.3	Modélisation de l'activité . . . . .	86
4.3.3.4	Cas d'un mouvement d'atteinte . . . . .	87
4.4	Intégration de la fatigue musculaire dans le démonstrateur . . . . .	88
4.4.1	Modification du modèle de l'opérateur . . . . .	88
4.4.2	Modification du contrôle de l'HV . . . . .	90
4.4.2.1	Réduction des capacités de production de force . . . . .	90
4.4.2.2	Transfert des efforts vers des articulations moins sollicitées .	90
4.4.2.3	Perte de précision en pointage distal et en suivi de trajectoire	91
4.5	Synthèse sur l'architecture du démonstrateur . . . . .	93
<b>5</b>	<b>Activité de pointage</b>	<b>95</b>
5.1	Activité expérimentale de pointage avec fatigue . . . . .	95
5.1.1	Protocole expérimental . . . . .	96
5.1.1.1	Modalité nominale ( <i>NOM</i> ) . . . . .	97
5.1.1.2	Modalité de calibration ( <i>CAL</i> ) . . . . .	97
5.1.1.3	Modalité de contrôle ( <i>CTR</i> ) . . . . .	98
5.1.1.4	Organisation d'une session de mesures . . . . .	98

5.1.1.5	Instrumentation et données recueillies . . . . .	99
5.1.2	Sujets . . . . .	99
5.1.3	Caractérisation de la survenue de la fatigue musculaire . . . . .	100
5.1.3.1	Temps d'achèvement . . . . .	100
5.1.3.2	Perception subjective de l'effort . . . . .	101
5.1.3.3	Réduction de la capacité de production de force . . . . .	103
5.1.3.4	Détermination de paramètres personnalisés du modèle XFL . . . . .	105
5.1.3.5	Activité électrique des muscles . . . . .	106
5.1.4	Analyse de la cinématique et des coordinations articulaires . . . . .	112
5.1.4.1	Reconstruction de la cinématique articulaire . . . . .	113
5.1.4.2	Évolution de la cinématique . . . . .	114
5.1.5	Performance de réalisation de la tâche de pointage . . . . .	123
5.1.5.1	Pointage de la cible distale . . . . .	124
5.1.5.2	Évolution de la trajectoire de l'effecteur . . . . .	125
5.1.6	Synthèse de l'exploitation des données expérimentales . . . . .	129
5.2	Activité répétitive de pointage simulée . . . . .	130
5.2.1	Simulation d'un sujet fictif générique . . . . .	130
5.2.1.1	Paramétrage du contrôle . . . . .	130
5.2.1.2	Résultats de simulation . . . . .	131
5.2.2	Simulation de l'activité de trois sujets expérimentaux . . . . .	135
5.2.2.1	Temps d'achèvement . . . . .	137
5.2.2.2	Évaluation ergonomique . . . . .	137
5.2.3	Synthèse de l'exploitation des simulations . . . . .	138
5.3	Discussion . . . . .	139
5.3.1	Choix et déroulement de l'activité expérimentale . . . . .	139
5.3.2	Exploitation en continu des données de mouvement . . . . .	140
5.3.3	Modulation par la fatigue du contrôle de l'HV . . . . .	140
<b>6</b>	<b>Conclusion</b>	<b>141</b>

6.1	Points clés de la thèse . . . . .	141
6.2	Pistes d'amélioration du démonstrateur d'HV développé . . . . .	142
6.2.1	Mise en œuvre du modèle de fatigue XFL . . . . .	142
6.2.2	Simulation de la fatigue en continu ou par échantillonnage? . . . . .	143
6.2.3	Paramétrisation de l'activité et du contrôle de l'HV . . . . .	143
6.3	Perspectives scientifiques ou appliquées . . . . .	144
6.3.1	Analyse et compréhension du mouvement humain . . . . .	144
6.3.2	Application à d'autres sources de VM . . . . .	144
<b>A</b>	<b>ACP de la cinématique articulaire</b>	<b>145</b>
A.1	Principe général de l'ACP . . . . .	145
A.2	Traitement des données . . . . .	146
A.3	Coordinations en pointage expérimental . . . . .	146
<b>B</b>	<b>Détection des points de rupture d'une série temporelle</b>	<b>157</b>
B.1	La méthode <i>PIP</i> . . . . .	157
B.2	La méthode <i>LP</i> (Likelyhood Profile) . . . . .	158
B.3	Combinaison des algorithmes <i>PIP</i> et <i>LP</i> . . . . .	160
B.4	Histogrammes des transitions <i>PIP-LP</i> . . . . .	161
B.4.1	Activité EMG . . . . .	161
B.4.2	ACP de la cinématique articulaire . . . . .	167
<b>C</b>	<b>Modélisation de l'HV</b>	<b>173</b>
<b>D</b>	<b>Activité expérimentale</b>	<b>175</b>
<b>E</b>	<b>Méthode RULA</b>	<b>177</b>
E.1	La méthode RULA . . . . .	177
E.2	Activité expérimentale de pointage . . . . .	177
E.3	Activité de pointage simulée . . . . .	177
	<b>Bibliographie</b>	<b>183</b>

# Table des figures

1.1	Démarche de prévention intégrée et réduction des risques . . . . .	3
1.2	Exigences de la Directive « Machines » sur l’ergonomie . . . . .	4
1.3	La simulation de l’activité au cœur de la démarche de conception . . . . .	5
1.4	Principe d’une simulation par mannequin informatisé . . . . .	5
1.5	Maquette-carton à l’échelle 1 d’un futur poste de travail . . . . .	6
1.6	Simulation de poste de travail en réalité virtuelle . . . . .	7
1.7	Exemples de simulation par mannequin numérique dans l’industrie automobile	7
1.8	Simulation d’un poste de travail à l’aide du mannequin numérique Jack® . .	10
1.9	Schéma de principe d’une simulation avec prise en compte de la VM . . . . .	12
1.10	Articulations des contributions des travaux de thèses et chapitres associés . .	13
1.11	Simulation d’une tâche répétitive de pointage . . . . .	14
2.1	Gamme opératoire dans l’industrie automobile . . . . .	19
2.2	Pose de clip à une main . . . . .	20
2.3	Illustration de la VM au poste de travail . . . . .	22
2.4	Portraits de phases lors d’un mouvement de pointage répétitif . . . . .	27
2.5	Portrait de phase et angle de phase . . . . .	28
2.6	Cyclogramme lors d’un mouvement répétitif de pointage simulé . . . . .	29
2.7	Angle de couplage d’un cyclogramme . . . . .	30
2.8	Fonction de la distance au centroïde . . . . .	30
2.9	Mise en œuvre de l’ACP pour un mouvement répétitif de pointage . . . . .	32
2.10	Principe de la DFA . . . . .	34

2.11	Graphique de récurrence . . . . .	36
2.12	Expérience de lancer avec fatigue . . . . .	39
2.13	Expérience de sciage avec fatigue . . . . .	40
2.14	Tâche répétitive de pointage . . . . .	40
2.15	Tâche de boulonnage avec fatigue . . . . .	42
3.1	Anatomie d'un muscle squelettique . . . . .	46
3.2	Caractéristiques Force-Longueur des muscles . . . . .	48
3.3	Caractéristiques Force-Vitesse des muscles . . . . .	48
3.4	Modèle de muscle à trois éléments de Hill-Maxwell . . . . .	49
3.5	Modèle de Zajac . . . . .	49
3.6	Localisation centrale et périphérique de la fatigue . . . . .	52
3.7	Réduction des capacités de production de force . . . . .	54
3.8	Critères d'identification de la fatigue musculaire (JASA) . . . . .	55
3.9	Descripteur EMG dans le domaine temporel . . . . .	56
3.10	Descripteurs EMG dans le domaine fréquentiel . . . . .	57
3.11	Niveau de fatigue lors d'une activité de flexion du coude . . . . .	62
3.12	Modèles de MET . . . . .	64
3.13	Modèle à 3 compartiments LBY . . . . .	65
3.14	Simulation d'un effort maximal isométrique avec le modèle LBY . . . . .	65
3.15	Modèle à 3 compartiments de Xia et Frey-Law . . . . .	67
3.16	Simulation d'un effort isométrique par le modèle XFL . . . . .	68
3.17	Exemple de surface Torque-Velocity-Angle . . . . .	69
4.1	Exemples de logiciels d'HV . . . . .	75
4.2	Animation d'HV à partir d'une décomposition en tâches élémentaires . . . . .	77
4.3	Animation de l'HV Human par capture de mouvement . . . . .	78
4.4	Architecture simplifiée d'une simulation d'HV « basée modèle » . . . . .	83
4.5	Modélisation des segments corporels de l'HV implémenté dans le démonstrateur. . . . .	84
4.6	Actionnement par demi-articulation . . . . .	89

4.7	Description UML simplifiée du modèle de fatigue XFL dans l'HV . . . . .	90
4.8	Minimisation de l'actionnement . . . . .	92
4.9	Schéma de principe du démonstrateur . . . . .	94
5.1	Activité expérimentale de pointage avec fatigue . . . . .	97
5.2	Effort perçu . . . . .	102
5.3	Effort maximal d'abduction de l'épaule . . . . .	104
5.4	Évolution chronologique de la MVC avec la durée de l'exercice . . . . .	105
5.5	Personnalisation des paramètres du modèle XFL . . . . .	106
5.6	Descripteurs de fatigue agrégés par cycle pour un sujet . . . . .	108
5.7	Segmentation PIP-LP de la fréquence moyenne de l'EMG . . . . .	110
5.8	Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire . . . . .	111
5.9	Distribution temporelle des ruptures des descripteurs EMG. . . . .	113
5.10	Capture de mouvement : marqueurs pour reconstruction par cinématique inverse	114
5.11	Évolution temporelle de la position du marqueur de l'épaule . . . . .	115
5.12	Traitement par ACP . . . . .	117
5.13	Cartographie des coordinations par ACP . . . . .	119
5.14	Histogramme des instants de ruptures <i>PIP-LP</i> des poids de l'ACP . . . . .	120
5.15	Distribution temporelle des ruptures des coordinations . . . . .	120
5.16	Classification de la carte de coordinations . . . . .	123
5.17	Scores RULA - sujet S6. . . . .	124
5.18	Boîtes à moustache des scores RULA <i>A8</i> . . . . .	124
5.19	Points d'atteinte à la cible distale pour le sujet 6 . . . . .	126
5.20	Projection 2D de la trajectoire de l'effecteur terminal sur un cycle de pointage	128
5.21	Fatigue musculaire en pointage simulé . . . . .	132
5.22	Aire balayée par l'effecteur terminal en modulation <i>TrqMinim</i> . . . . .	133
5.23	Carte de coordination en modulation <i>TrqMinim</i> . . . . .	133
5.24	Variance expliquée par le 1 <sup>er</sup> mode de l'ACP en modulation <i>TrqMinim</i> . . . . .	134
5.25	Aire balayée par l'effecteur terminal en modulation <i>Kp</i> . . . . .	134
5.26	Posture en pointage PRX, <i>sans</i> et <i>avec</i> fatigue. . . . .	135



5.27	Posture en pointage DST, <i>sans</i> et <i>avec</i> fatigue. . . . .	136
5.28	Évolution des scores RULA pour un sujet simulé . . . . .	138
A.1	Carte de coordinations des poids du 1 <sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet <i>S1</i> . . . . .	147
A.2	Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet <i>S1</i>	147
A.3	Carte de coordinations des poids du 1 <sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet <i>S2</i> . . . . .	148
A.4	Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet <i>S2</i>	148
A.5	Carte de coordinations des poids du 1 <sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet <i>S3</i> . . . . .	149
A.6	Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet <i>S3</i>	149
A.7	Carte de coordinations des poids du 1 <sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet <i>S4</i> . . . . .	150
A.8	Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet <i>S4</i>	150
A.9	Carte de coordinations des poids du 1 <sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet <i>S6</i> . . . . .	151
A.10	Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet <i>S6</i>	151
A.11	Carte de coordinations des poids du 1 <sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet <i>S7</i> . . . . .	152
A.12	Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet <i>S7</i>	152
A.13	Carte de coordinations des poids du 1 <sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet <i>S8</i> . . . . .	153
A.14	Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet <i>S8</i>	153
A.15	Carte de coordinations des poids du 1 <sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet <i>S9</i> . . . . .	154
A.16	Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet <i>S9</i>	154
A.17	Carte de coordinations des poids du 1 <sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet <i>S10</i> . . . . .	155
A.18	Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet <i>S10</i>	155
B.1	Détermination d'un point de découpage PIP (tiré de [1]). . . . .	158
B.2	Séquence de découpage PIP (tiré de [1]). . . . .	158
B.3	Exemples de mise en œuvre de la méthode LP (tiré de [2]). . . . .	159
B.4	Segmentation PIP-LP de la fréquence moyenne de l'EMG du <i>triceps</i> . . . . .	160
B.5	Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet <i>S1</i> . . .	161
B.6	Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet <i>S2</i> . . .	161
B.7	Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet <i>S3</i> . . .	162
B.8	Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet <i>S4</i> . . .	162

B.9	Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S6. . . . .	163
B.10	Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S7. . . . .	163
B.11	Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S8. . . . .	164
B.12	Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S9. . . . .	164
B.13	Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S10. . . . .	165
B.14	Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S11. . . . .	165
B.15	Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S12. . . . .	166
B.16	Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S14. . . . .	166
B.17	Histogramme des instants de ruptures des coordinations - Sujet S1 . . . . .	167
B.18	Histogramme des instants de ruptures des coordinations - Sujet S2 . . . . .	167
B.19	Histogramme des instants de ruptures des coordinations - Sujet S3 . . . . .	168
B.20	Histogramme des instants de ruptures des coordinations - Sujet S4 . . . . .	168
B.21	Histogramme des instants de ruptures des coordinations - Sujet S6 . . . . .	169
B.22	Histogramme des instants de ruptures des coordinations - Sujet S7 . . . . .	169
B.23	Histogramme des instants de ruptures des coordinations - Sujet S8 . . . . .	170
B.24	Histogramme des instants de ruptures des coordinations - Sujet S9 . . . . .	170
B.25	Histogramme des instants de ruptures des coordinations - Sujet S10 . . . . .	171
C.1	Modélisation de l'HV implémenté dans le démonstrateur. . . . .	173
E.1	Grille RULA . . . . .	178
E.2	Scores RULA - sujet S1. . . . .	179
E.3	Scores RULA - sujet S2. . . . .	179
E.4	Scores RULA - sujet S3. . . . .	179
E.5	Scores RULA - sujet S4. . . . .	180
E.6	Scores RULA - sujet S6. . . . .	180
E.7	Scores RULA - sujet S7. . . . .	180
E.8	Scores RULA - sujet S8. . . . .	181
E.9	Scores RULA - sujet S9. . . . .	181
E.10	Scores RULA - sujet S10. . . . .	181



# Liste des tableaux

2.1	Gamme opératoire dans l'industrie automobile . . . . .	18
3.1	Échelle de Borg CR10 . . . . .	60
3.2	Paramètres de fatigue articulaire du modèle XFL . . . . .	69
3.3	Multiplicateur de récupération pour un effort intermittent . . . . .	70
5.1	Muscles enregistrés . . . . .	99
5.2	Caractéristiques des sujets. . . . .	100
5.3	Temps d'achèvement et critère d'arrêt par sujet et par modalité. . . . .	101
5.4	Tests de Spearman des MVC par sujet et par modalité . . . . .	103
5.5	Personnalisation des paramètres du modèle XFL. . . . .	107
5.6	Descripteurs de fatigue : comparaison début-fin d'expérimentation . . . . .	109
5.7	Plages critiques des descripteurs EMG de la fatigue musculaires . . . . .	112
5.8	Évolution de la position avec la fatigue . . . . .	115
5.9	Évolution de la posture avec la fatigue . . . . .	116
5.10	Évolution de la cinématique articulaire avec la fatigue . . . . .	121
5.11	Évolution des scores RULA avec la fatigue . . . . .	125
5.12	Évolution temporelle de la performance de pointage . . . . .	127
5.13	Évolution temporelle de la surface balayée . . . . .	128
5.14	Tasks modélisant l'activité de l'humain virtuel avec fatigue . . . . .	131
5.15	Positions et postures initiales et finales - modulation $Trq_{Minimum}$ . . . . .	134
5.16	Paramètres de simulation pour 3 sujets . . . . .	136

5.17 Temps d'achèvement simulés. . . . .	137
5.18 Comparaison des scores RULA déduits de mesures ou de simulation . . . . .	138
C.1 Liste des segments de l'HV . . . . .	174
D.1 Placement des marqueurs . . . . .	175

# Liste des sigles et acronymes

ACP	Analyse en composantes principales
APDF	Amplitude Probability Distribution Functions
CAO	Conception Assistée par ordinateur
CdM	Centre de Masse
CHA	Classification Hiérarchique Ascendante
DDL	Degré de liberté
DFA	Detrended Fluctuation Analysis
DHM	Digital Human Model
EMG	Électro-myographie
EMGs	Électro-myographie de surface
H2H	Approche de modélisation « de l'Humain vers l'Humanoïde »
HV	Humain Virtuel
INRS	Institut national de recherche et de sécurité pour la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles
LP	Algorithme de découpage d'un profil <i>scree-plot</i> basé sur l'optimisation d'un profil de vraisemblance ( <i>Likelihood Profile</i> )
LQP	Linear Quadratic Programming
MET	Maximum endurance time
MVC	Maximum Voluntary Contraction
MVE	Maximum Voluntary Exertion, effort volontaire maximal
PIP	Algorithme de découpage d'une série temporelle, basé sur les « perçus comme importants » ( <i>Perceptually Important Points</i> )
PIP-LP	Méthode de découpage d'une série temporelle, basée sur les algorithmes PIP et LP
RQA	Recurrence Quantification Analysis
RULA	Méthode d'évaluation ergonomique (Rapid Upper Limb Assessment)

RV	Réalité virtuelle
SNC	Système Nerveux Central
TMS	Troubles musculo-squelettiques
UM	Unité motrice
VM	Variabilité du mouvement
XDE	eXtended Dynamic Engine, moteur de simulation physique

# 1 – La variabilité du mouvement au poste de travail : contexte et objectifs des travaux

Ce chapitre présente le contexte général des travaux, à savoir la prévention des risques professionnels. Dans un premier temps, il expose la démarche de « prévention intégrée à la conception » ainsi que certains outils à disposition des concepteurs d'équipement de travail pour la mettre en œuvre. Il décrit ensuite les objectifs de la thèse : proposer aux concepteurs de postes de travail un outil leur permettant de simuler et d'évaluer l'activité future des opérateurs en tenant compte de la variabilité du mouvement. Celle-ci est en effet une caractéristique essentielle du mouvement humain, pourtant quasiment ignorée actuellement en conception d'équipements de travail. Il présente enfin les contributions de la thèse, notamment la mise en œuvre et l'analyse d'une activité expérimentale de pointage, ainsi que la proposition de modèles et de commandes d'humain virtuel en vue de développer un démonstrateur d'humain virtuel permettant de simuler la variabilité du mouvement induite par la fatigue musculaire.

## 1.1 La prévention intégrée à la conception d'équipements de travail

On appelle *équipement de travail* toutes les machines, appareils, outils, engins, matériels et installations qui constituent un poste de travail<sup>1</sup>. Concevoir un tel équipement, que ce soit un petit outil à main ou une ligne de production complète, consiste à passer de l'expression d'un besoin à la réalisation du dispositif qui y répondra.

Selon les domaines d'activités concernés et les objectifs associés, de nombreuses méthodologies ont été développées : « conception systématique » [3], « Design for X » [4], « Axiomatic Design » [5], etc. Ces méthodologies prennent en compte des objectifs techniques et économiques (coûts, délais, qualité, performance de production, etc.), auxquels se sont progressivement ajoutés des objectifs réglementaires relatifs à la santé-sécurité des futurs opérateurs. En France, cette intégration de la prévention des risques à la conception d'un équipement

---

1. Article L. 4311-2 alinéa 1 du Code du travail.



de travail a été initiée par la loi du 6 décembre 1976 et ses décrets d'application du 15 juillet 1980. Cette démarche de « prévention intégrée à la conception » s'est étendue à l'Europe au début des années 1990 avec l'adoption de la directive « Machines » 89/392/CEE. Ce document réglementaire a été mis à jour en 2006 [6] et fixe désormais des « exigences essentielles de santé et de sécurité ». Ces exigences ont été transposées dans le Code du Travail français (annexe I de l'article R. 4312-1).

### 1.1.1 Définition et aspects réglementaires

La démarche de prévention intégrée est basée sur l'estimation *a priori* de l'ensemble des risques du futur équipement de travail. Elle fixe comme objectif pour le concepteur d'obtenir, par itérations successives, le niveau de risque résiduel le plus faible possible pour le futur opérateur. Cette réduction passe par la mise en œuvre de mesures de prévention intrinsèque (annihilation des phénomènes dangereux), de protection (mise en œuvre de barrières matérielles, immatérielles, symboliques, etc.) et d'information à l'utilisation (cf. figure 1.1.1). Pour atteindre cet objectif, il est également demandé aux concepteurs de prendre en compte l'ensemble des usages prévisibles, en se basant sur la connaissance du comportement humain ou en se référant à l'utilisation antérieure de machines similaires [7, 8, 9].

En appui à ces exigences réglementaires, un dispositif normatif a été établi par le Comité Européen de Normalisation, afin de fournir aux concepteurs de machines un ensemble de spécifications sur lequel ils peuvent s'appuyer. Ces normes n'ont pas valeur d'obligation, mais une machine construite conformément à celles-ci bénéficiera d'une présomption de conformité. Ces normes sont le référentiel privilégié en matière de santé-sécurité pour les concepteurs de machines [11]. Représentant l'état de la technique à un moment donné, elles sont régulièrement révisées.

### 1.1.2 Prévention des facteurs de risques biomécaniques

La démarche de prévention intégrée concerne tous les facteurs de risques. La Directive « Machines » inclut ainsi un volet lié à l'ergonomie et aux facteurs de risques d'atteintes à l'appareil locomoteur<sup>2</sup>. En effet, un poste de travail inadapté peut être source d'inconfort, de gêne, voire de fatigue (cf. figure 1.1.2), mais également cause d'accidents et de maladies professionnelles, notamment de troubles musculo-squelettiques (TMS).

Pour évaluer les risques d'atteinte de l'appareil locomoteur sur un poste existant, différents indicateurs ont été définis, exprimant un risque de survenue de dommage sous la forme d'un « score ». On peut citer en particulier les méthodes RULA [12], REBA [13], OCRA [14], EAWS [15], MMGA [16], les équations du NIOSH [17], PRASAD<sup>3</sup> [18], etc. (cf. section 1.1.3.2). Ces indicateurs reposent essentiellement sur l'*observation* de l'activité de l'opéra-

2. *L'appareil locomoteur* désigne dans ces travaux le système musculo-squelettique du corps entier, pas seulement les membres inférieurs impliqués dans la locomotion (marche, course).

3. adapté de l'indice OCRA, il a la spécificité de chercher à prendre en compte de manière prédictive les données nécessaires à l'évaluation des risques biomécaniques encore manquantes lors des premières phases de conception.

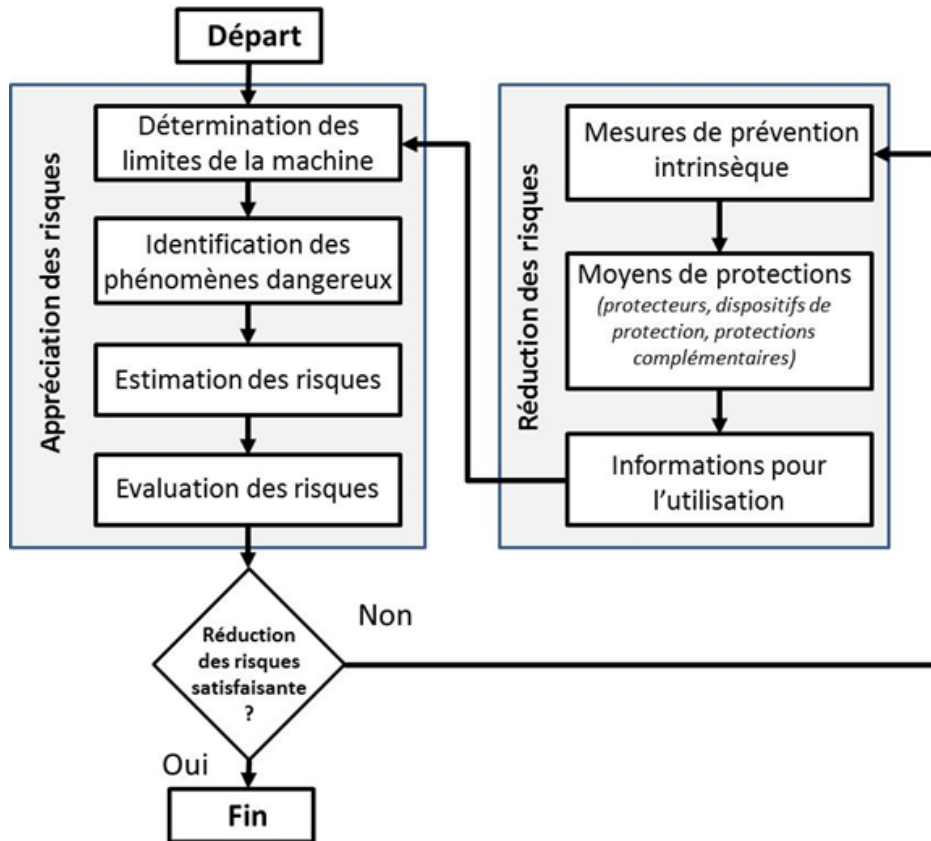


Fig. 1.1 Prévention intégrée à la conception : la démarche de réduction des risques - adapté de [10]

teur : sa posture  $\mathbf{q}$ , les trajectoires  $\mathbf{x}$  des mouvements de son corps, les efforts  $\mathbf{w}_c$  fournis, la cadence de travail (temps de cycle  $t_{cyc}$ ) et d'autres facteurs liés à la tâche  $\mathcal{T}$  (port de gants, vibration) ou à l'environnement  $\mathcal{E}$  (température, etc.).

De manière générique, un indicateur ergonomique  $\mathcal{I}_{ergo}$  dépend donc de grandeurs issues de l'observation de la situation de travail, prises pour paramètres d'entrée d'une fonction  $f$  (cf. équation (1.1)) généralement empirique, établie à partir de données statistiques ou épidémiologiques. Elle peut être discrète ou continue, calculée à partir d'abaques, à valeurs continues ou discrètes. L'interprétation de l'indicateur  $\mathcal{I}_{ergo}$  repose le plus souvent sur des classes de risques (faible, modéré, acceptable sous condition, non acceptable) associées à des codes couleurs (vert, jaune, orange, rouge).

$$\mathcal{I}_{ergo} = f(\mathbf{q}, \mathbf{x}, \mathbf{w}_c, t_{cyc}, \mathcal{T}, \mathcal{E}) \quad (1.1)$$

Les indicateurs ergonomiques cités précédemment sont adaptés aux cas de re-conception ou de modification d'un équipement de travail existant, ou pour les phases finales d'un projet, quand il est possible d'observer les mouvements d'un ou plusieurs opérateurs pour une

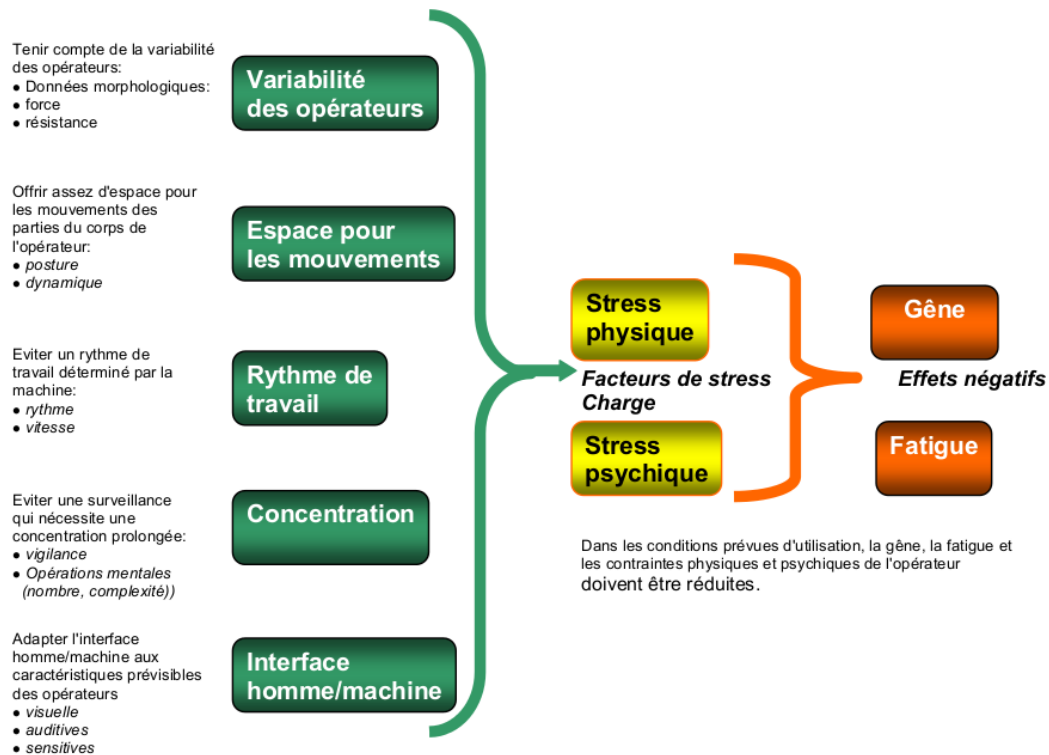


Fig. 1.2 Exigences de la Directive « Machines » sur l'ergonomie - tiré de [9]

situation de travail déjà existante, ou pour un prototype avancé. Cependant, dans le cas de nouveaux équipements de travail ou très en amont du projet de conception, les informations à disposition des concepteurs sont par nature incomplètes : c'est le paradoxe de l'ergonomie de conception [19]. Pour pallier ce manque d'information, la démarche ergonomique et les documents d'application de la Directive « Machines » préconisent le recours à des simulations. Celles-ci servent alors de données d'entrée aux indicateurs ergonomiques évoqués précédemment, ainsi que de média d'échanges dans une démarche participative [7].

### 1.1.3 Simulation de l'activité physique des opérateurs

La simulation de l'activité physique des opérateurs fait aujourd'hui partie intégrante des outils mis en œuvre par les ingénieurs et les ergonomes. Elle intervient dans les étapes préliminaires de la conception d'un poste de travail, au centre du processus itératif de conception ergonomique, à la fois comme support de communication au sein de l'équipe projet (visualisation du poste, des postures et des mouvements de l'opérateur) et comme source d'informations objectives pour l'aide à la décision (cf. figure 1.3).

En conception de postes de travail, les données d'entrée d'une simulation concernent essentiellement la tâche prescrite (gamme opératoire, poids et dimensions des pièces et outils), l'opérateur (anthropométrie, performances physiques) et la géométrie du poste de travail. À partir de ces données, le concepteur de poste de travail souhaite obtenir une description

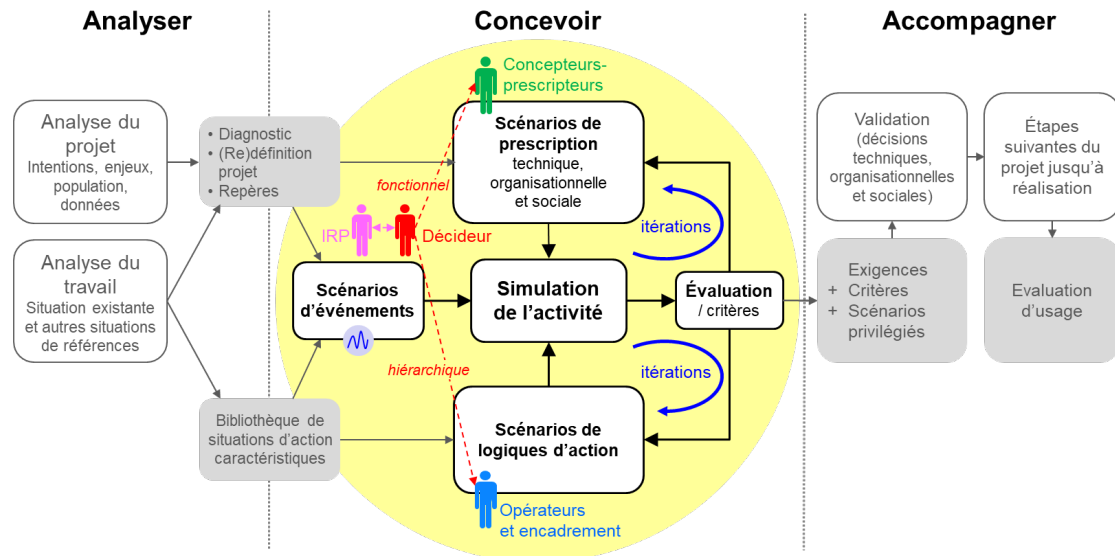


Fig. 1.3 La simulation de l'activité au cœur de la démarche de conception - tiré de [20]

l'activité physique de l'opérateur : cinématique de ses mouvements (positions cartésiennes et articulaires  $\mathbf{x}$  et  $\mathbf{q}$ , vitesses cartésiennes  $\dot{\mathbf{x}}$  et articulaires  $\dot{\mathbf{q}}$ ), efforts internes  $\boldsymbol{\tau}$  et externes  $\mathbf{w}_c$ , temps de cycle  $t_{cyc}$ , etc.

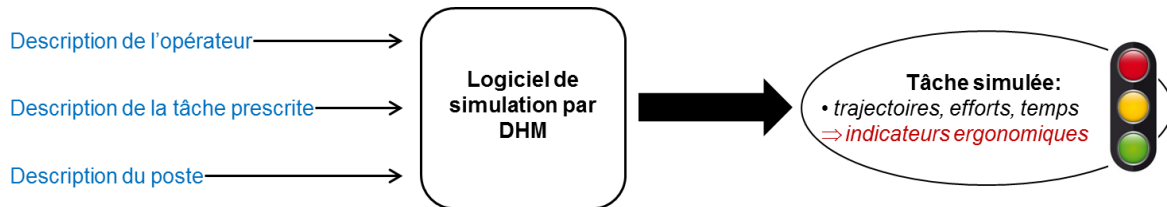


Fig. 1.4 Principe d'une simulation par mannequin informatisé en conception de poste de travail

### 1.1.3.1 Outils de simulation

Il existe différents types et outils de simulation de l'activité d'un opérateur au poste de travail :

**Maquettes physiques.** Ce sont des prototypes permettant de visualiser rapidement le futur poste à différentes échelles ou en vraie grandeur. Ils peuvent être rudimentaires et fournir rapidement des résultats préliminaires, à l'image des « maquettes-cartons » (cf. figure 1.5), ou plus élaborés. S'ils permettent d'estimer les postures  $\mathbf{q}$  et les mouvements  $\mathbf{x}$  futurs de l'opérateur, ils ne renseignent généralement ni sur les efforts  $\mathbf{w}_c$  exercés, ni sur les couples d'actionnement interne  $\boldsymbol{\tau}$  ;

**Outils de simulation numérique.** Ces outils sont couramment utilisés dans les industries aéronautique, automobile et agro-alimentaire. Portés par les progrès rapides des



Fig. 1.5 Maquette-carton à l'échelle 1 d'un futur poste de travail

technologies numériques, ils connaissent un développement constant (« l'usine numérique ») et suscitent un intérêt renouvelé [20] :

- les *humains virtuels* (HV), appelés également mannequins numériques, sont apparus dans les années 1960. Ils permettaient initialement de représenter en 2D puis en 3D les postures d'un opérateur en conditions statiques. Avec les progrès de l'informatique, des fonctionnalités de simulation graphique et physique ont été ajoutées, par exemple le calcul d'un champ de vision en 3D ou les couples articulaires internes  $\tau$  (là encore en faisant l'hypothèse d'un effort ou d'une posture statique). Depuis le début des années 2000, des mannequins numériques ont été intégrés dans les logiciels de conception assistée par ordinateur (CAO). Ils sont explicitement cités par les normes supports de la Directive Machines comme pouvant être utilisés pour l'évaluation des facteurs de risques au cours de la démarche de prévention intégrée [21, 22],
- la *réalité virtuelle* (RV) est utilisée depuis le début des années 2000, principalement dans les grandes industries manufacturières (aéronautique, automobile) du fait du coût et des contraintes des installations. Elle consiste à immerger un opérateur humain dans un environnement virtuel interactif simulant le futur poste de travail (cf. figure 1.6) afin d'en valider la conception et d'en évaluer l'ergonomie. L'opérateur est représenté par un *avatar* qui reproduit ses mouvements (on parle alors de co-localisation). L'accès à cette technologie s'est progressivement ouvert aux entreprises de taille intermédiaire et aux petites et moyennes entreprises, en particulier grâce à des centres techniques ou des entreprises proposant des prestations adaptées.

Dans ce document, le terme d'« Humain Virtuel » (HV) désigne un modèle numérique tenant compte de l'anthropométrie, de la cinématiques et des efforts d'un humain. Il corres-

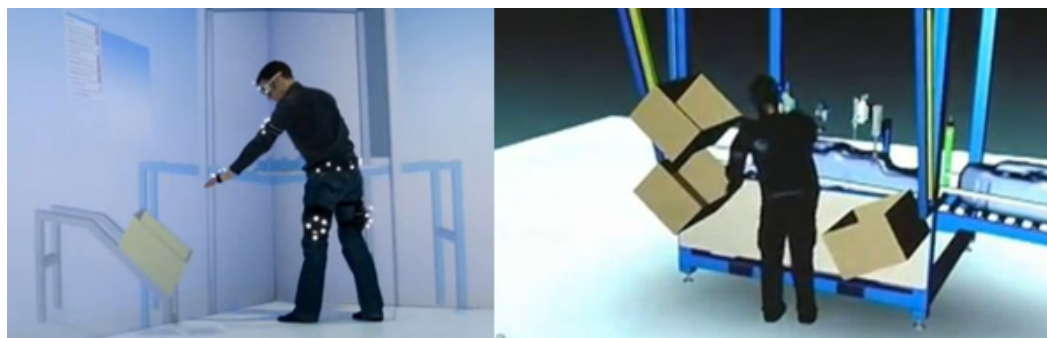


Fig. 1.6 Simulation de poste de travail par mannequin numérique en réalité virtuelle (RV)

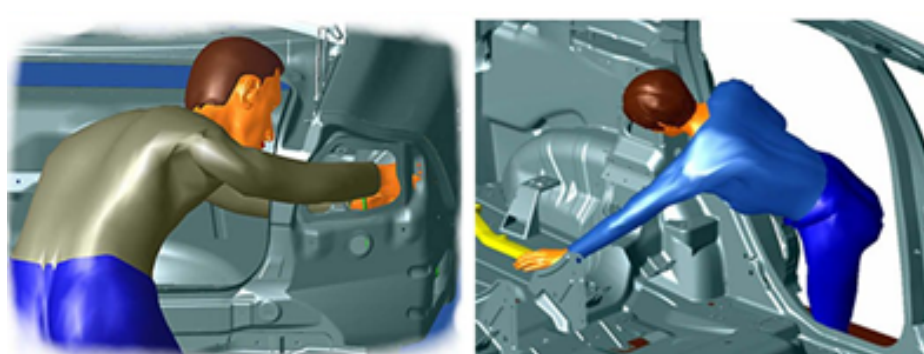


Fig. 1.7 Exemples de simulation par mannequin numérique dans l'industrie automobile - tiré de [24]

pond au terme de « Mannequin Informatisé » défini dans la norme NF EN ISO 15536-1 [23], peu utilisée à ce jour dans la communauté scientifique.

### 1.1.3.2 Exploitation des simulations numériques

Les données de sortie de simulation de l'activité d'un opérateur au poste de travail concernent essentiellement la cinématique (postures, positions et vitesses articulaire, trajectoires) et la dynamique (efforts internes et externes). La littérature présente de nombreux cas d'application montrant l'intérêt d'une telle démarche de simulation numérique pour la prévention [24, 25, 26, 27, 28]. Par exemple, la figure 1.7 illustre la mise en posture d'un opérateur virtuel dans l'industrie automobile. Une revue de différents travaux de recherche et de différents HV est proposée en section 4.2.

La fidélité attendue d'une simulation numérique doit être estimée au regard de son exploitation et des moyens de validation accessibles. Dans les phases de conception préliminaire, les données de sortie d'une simulation sont généralement utilisées comme paramètres d'entrée pour le calcul d'indices d'évaluation ergonomique (cf. figure 1.4). Ces derniers s'expriment généralement sous forme d'un nombre limité de classes (cf. section précédente), une résolution fine de leurs données d'entrée n'est pas nécessaire : les modèles numériques mis en

œuvre peuvent être d'une fidélité comparable à celle d'une observation visuelle. Pour des usages plus quantitatifs, tels que le diagnostic d'un poste identifié comme présentant un risque ou l'adaptation d'un poste à un opérateur présentant une pathologie, une résolution plus fine de l'activité physique simulée peut être attendue, et les modèles numériques utilisés nécessitent alors une fidélité adaptée.

Pour la mise en œuvre d'une simulation numérique de l'activité physique au poste de travail, les points d'attention suivants doivent donc être considérés :

**Mise en posture / animation** Elle peut être mise en œuvre directement par le concepteur, qui va déterminer empiriquement les postures ( $\mathbf{q}_{t_1}, \mathbf{q}_{t_2}, \mathbf{q}_{t_3}$ ) qu'il estime les plus sollicitantes, puis les appliquer à l'HV à l'aide de l'interface du logiciel (clavier, souris). La mise en posture peut également être réalisée à partir d'algorithmes d'optimisation de posture ou de cinématique inverse. L'évaluation ergonomique est alors menée uniquement sur la base d'un nombre restreint de postures empiriques, avec un niveau de réalisme limité par le temps accordé au concepteur pour réaliser et exploiter ses simulations.

Selon les logiciels de Conception Assistée par Ordinateur (CAO), il est possible d'extrapoler un mouvement à partir de postures de référence (*key-frames*), d'utiliser des séquences de mouvements pré-enregistrées ou une description codée de la tâche prescrite (par exemple MTM, cf. section 2.1.1) pour obtenir automatiquement une animation d'un mouvement possible de l'opérateur. Une telle simulation n'est cependant pas nécessairement réaliste physiquement, ni représentative du comportement d'un humain.

Enfin, le mouvement peut être enregistré en RV. Mais, dans cette modalité, les efforts fournis par l'opérateur ne sont pas forcément représentatifs des efforts réels<sup>4</sup>, avec une incidence possible sur ses postures et sa dynamique.

**Évaluation des efforts** Les principaux logiciels commerciaux de mannequins numériques reposent généralement sur des modèles de calcul statiques. Ils ne prennent donc pas en compte les effets de la dynamique. De plus, l'estimation des efforts internes est peu fiable : il a été montré que les couples d'actionnement simulés pouvaient être sous-évalués dans un nombre significatif de situations [29]. Enfin, les HV à disposition des concepteurs ne prennent pas encore en compte les effets de la fatigue musculaire, même si des travaux de recherche sont en cours [30, 31] ;

**Interprétation des résultats** Les résultats d'une simulation numérique doivent être interprétés avec prudence. Comme l'indique la norme NF-EN-15536, un HV repose en effet sur un grand nombre de paramètres (anthropométriques, biomécaniques) et d'algorithmes qui influent sur la simulation. C'est pourquoi cette norme recommande que les utilisateurs d'HV contrôlent « le degré de précision et de répétabilité des systèmes de mannequins vis-à-vis de leurs applications spécifiques » [32]. De plus, une simulation pour un opérateur n'est généralement pas suffisante pour une estimation fiable des facteurs de risque : il est donc nécessaire de multiplier les simulations. Le concepteur doit alors faire face à une quantité importante de données « objectives » à interpréter. D'autre part, une prudence particulière doit être apportée pour l'interprétation d'éléments de simulation plus « subjectifs » : par exemple, pour des utilisateurs

---

4. par exemple si l'opérateur manie un artéfact ou pointeur virtuel de poids différents de l'objet réel.

non experts, il a été montré que l'interprétation d'une simulation en termes d'ergonomie peut être biaisée par le niveau du rendu visuel de cette simulation [33]. Une démarche de conception spécifique ainsi qu'un cadre organisationnel adapté sont donc fortement recommandés pour la mise en œuvre de ces outils [24].

Les outils de simulation de l'activité des opérateurs font donc l'objet de travaux constants en vue de leur amélioration. Par exemple, des moteurs de simulation physique performants ont été développés et appliqués pour la conception ergonomique, intégrant des modèles dynamiques et des lois de commandes permettant de mieux prendre en compte certains comportements humains [34] ainsi que les interactions homme-machine [35]. Toutefois, ils ne sont pas encore intégrés dans les HV commerciaux à destination des concepteurs.

## 1.2 Variabilité du mouvement et prévention

La prévention des risques professionnels liés à l'activité physique nécessite d'estimer au plus juste tous les mouvements et efforts réalisés par les futurs opérateurs. Or, aucune tâche prescrite n'est jamais exécutée ni reproduite exactement de la même manière, que ce soit pour un sujet à des moments différents ou pour différents sujets. Des variations apparaissent systématiquement, tant au niveau de la cinématique (positions  $\mathbf{x}$  et  $\mathbf{q}$ , vitesses  $\dot{\mathbf{x}}$  et  $\dot{\mathbf{q}}$ , accélérations  $\ddot{\mathbf{x}}$  et  $\ddot{\mathbf{q}}$ , coordinations intra- ou inter-articulaires), de la dynamique (couples d'actionnement internes  $\boldsymbol{\tau}$ , forces externes exercées  $\mathbf{w}_c$ ) que de la physiologie (motifs d'activation des muscles  $\mathbf{u}$ ). On appelle « variabilité du mouvement » (VM) l'ensemble de ces variations (cf. paragraphe 2.1.1). Celles-ci sont liées à la redondance de l'appareil locomoteur et de son contrôle par le système nerveux central. En effet, le nombre de degrés de liberté est inférieur au nombre d'unités d'actionnements. Un état de l'art sur le sujet de la VM est présenté au chapitre 2.

La VM peut s'exprimer à différentes échelles de temps : la survenue de la fatigue musculaire peut entraîner des variations de postures et de mouvements à l'échelle de quelques minutes à quelques heures ; l'apprentissage peut modifier des postures et des coordinations à l'échelle de quelques jours à quelques mois ; le vieillissement peut modifier les postures et les performances physiques à l'échelle de quelques années. En termes cinématiques, des variations mesurables peuvent être observées. Par exemple, lors d'une tâche répétitive de pointage alternatif de deux cibles placées devant le sujet dans le plan sagittal, la fatigue musculaire induit des modifications de posture de l'ordre de quelques degrés ( $8,3 \pm 4,4^\circ$ ) pour l'abduction de l'épaule, et de quelques millimètres ( $11,7 \pm 10,5$  mm) pour la position de l'épaule (cf. section 2.3.3).

Ces variations peuvent sembler faibles, elles constituent néanmoins une modulation de l'activité qui peut avoir des conséquences sur la santé et la sécurité de l'opérateur. Un poste de travail qui contraint fortement le mouvement de l'opérateur du fait de la présence d'obstacles mécaniques (poteau, carter, etc.) peut devenir problématique sur une journée de travail. La figure 1.8 illustre un exemple d'un tel poste de travail. Par exemple, avec la survenue de la fatigue musculaire, l'opérateur pourrait ne plus être en mesure d'exécuter la tâche prescrite sans entrer en collision avec certaines parties du poste de travail. Il pourrait également être amené à maintenir la tâche en compensant la fatigue de l'épaule par une modification de la



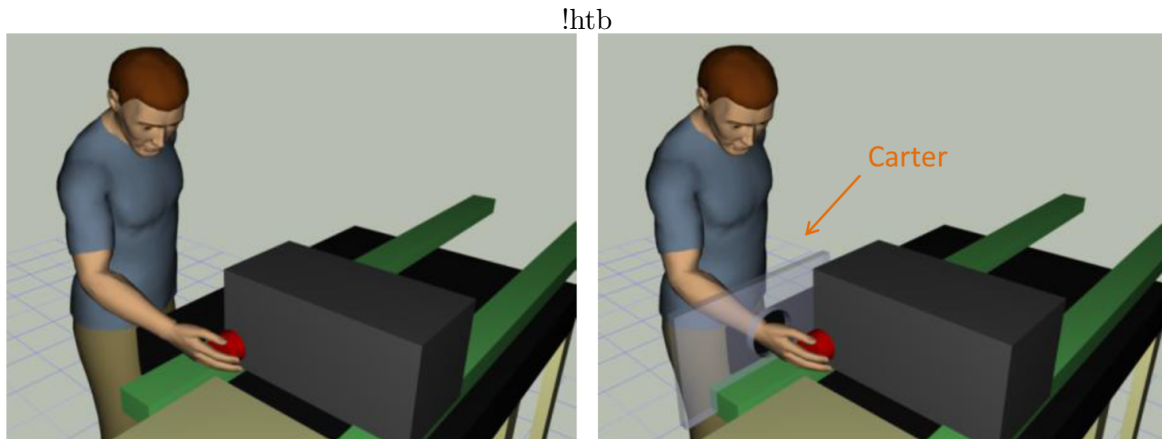


Fig. 1.8 Simulation d'un poste de travail fictif à l'aide du mannequin numérique Jack®. Les logiciels de CAO ne font aucune différence au niveau de l'ergonomie de ces deux postes.

posture globale (flexion ou inclinaison latérale du tronc) ou locale (inclinaison du cou pour maintenir la vision sur l'opération manuelle à réaliser), s'exposant à des postures délétères non prévues. Actuellement, les HV à disposition des concepteurs ne font pas de différence entre les deux situations de travail illustrées.

De fait, la VM peut impacter la démarche de prévention des risques à différents niveaux :

**Évaluation des risques d'atteinte de l'appareil locomoteur :** la VM peut moduler les postures adoptées et les efforts appliqués. Les évaluations par indicateurs ergonomiques effectuées sans prise en compte de la VM sont donc potentiellement biaisées ;

**Évaluation des risques physiques :** la VM peut engendrer des risques de collision ou de frottements répétés avec l'environnement et induire des blessures ;

**Capacité d'adaptation :** pour éviter ces contacts, l'opérateur peut être amené à réduire la vitesse d'exécution de la tâche. Si les marges de manœuvre géométriques ou temporelles de l'opérateur sont réduites, ses capacités à s'adapter aux perturbations et aléas de la production le sont aussi.

Il apparaît que la VM intervient dans l'adaptation du mouvement aux contraintes et perturbations de l'environnement, ainsi que dans l'apprentissage d'un mouvement efficace (cf. chapitre 2). Elle peut en outre avoir des effets bénéfiques pour la protection de l'appareil locomoteur entier (membres inférieurs, tronc, membres supérieurs). Il semble donc essentiel que cette VM puisse être prise en compte par les concepteurs de postes de travail, d'une part pour que l'évaluation des risques repose sur des données représentatives de l'activité future, d'autre part afin de préserver la possibilité de mise en œuvre de cette VM par l'opérateur. Pourtant, elle est généralement négligée, voire ignorée, en conception de poste de travail [36, 37]. Cette situation résulte de plusieurs facteurs :

- les connaissances et outils scientifiques permettant l'analyse de la VM ne sont pas encore stabilisés (cf. sections 2.1.2 et 2.2). Les concepteurs sont donc peu ou pas sensibilisés à ce phénomène pendant leur formation ni leur carrière ;
- les démarches de conception promues actuellement dans l'industrie (Total Quality

Management, Lean Manufacturing, etc.) sont plutôt orientées vers une très forte standardisation des modes opératoires ;

- du fait d'une demande inexistante de la part des concepteurs (cf. les deux points précédents), les outils d'aide à la conception n'intègrent pas cette fonctionnalité ;
- les concepteurs disposent de trop peu de temps pour multiplier les simulations, seule façon pour eux de contourner l'absence d'outil dédié à la prise en compte de la VM.

Pour une prévention efficace des facteurs de risques biomécaniques et le maintien de certaines marges de manœuvre de l'opérateur, il est donc nécessaire de tenir compte de l'ensemble des postures, mouvements et efforts qu'exécuteront les futurs opérateurs, plutôt que seulement d'un nombre restreint de postures supposées toujours reproduites exactement.

## 1.3 Travaux de thèse

La démarche de prévention intégrée d'un équipement de travail vise à assurer un niveau de risque minimal pour ses futurs utilisateurs. Cette démarche nécessite d'estimer au plus juste l'activité des opérateurs, ce qui constitue un défi pour les concepteurs, particulièrement lors des premières phases de la conception. Des outils de simulation existent, tels que les humains virtuels. Mais, à ce jour, ils ne permettent pas de prendre en compte la variabilité du mouvement, qui est pourtant une caractéristique essentielle de l'activité au poste de travail. L'absence de prise en compte de cette VM limite la fiabilité de l'estimation des risques au poste de travail, avec des effets potentiels sur la santé et la sécurité des opérateurs futurs.

### 1.3.1 Objectif de la thèse

L'objectif *in fine* de ces travaux de thèse est de proposer aux concepteurs d'équipement de travail un nouvel outil de simulation leur permettant de considérer, dès les premières phases de conception, la VM de l'opérateur à son futur poste. La figure 1.9 illustre le principe de mise en œuvre d'un tel outil intégré à un logiciel d'aide à la conception. Il fournirait des informations liées à la VM induite par la fatigue (ou autre source de VM modélisable) pour une évaluation des risques plus complètes de l'activité future : une enveloppe des caractéristiques de la tâche prescrites (trajectoires, efforts, temps) plutôt qu'une unique posture ou trajectoire, ainsi qu'une plage de valeurs des indicateurs ergonomiques au lieu d'une évaluation ponctuelle (cf. figure 1.4). Ainsi, le concepteur pourrait identifier des configurations potentiellement risquées qui auraient été occultées sans prise en compte de la VM.

Un tel outil permettrait de :

- sensibiliser les concepteurs à la VM en vue d'une meilleure application de la démarche de prévention intégrée ;
- améliorer le niveau de confiance de l'estimation des risques, par exemple en détectant des situations potentiellement défavorables qui seraient occultées si la VM est ignorée ;
- pouvoir choisir, parmi différentes configurations du poste de travail équivalentes en terme d'évaluation ergonomique, celle qui offre le plus de variabilité et qui préserve

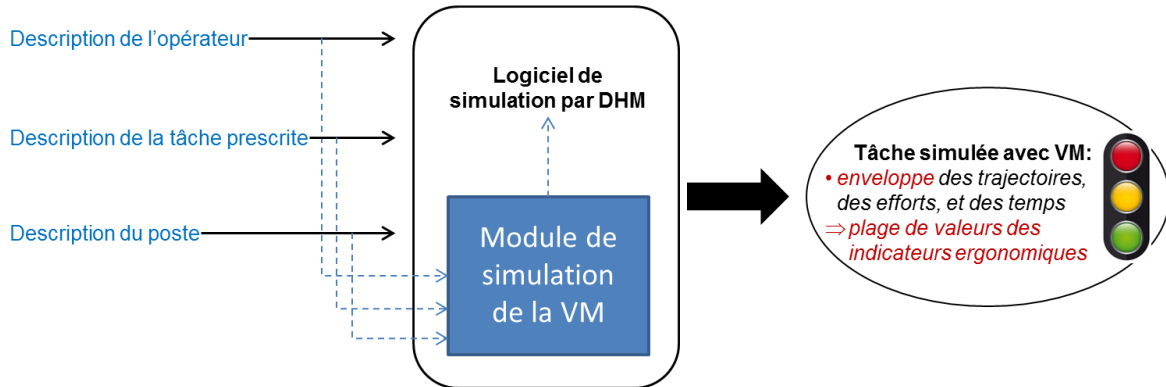


Fig. 1.9 Schéma de principe d'une simulation avec prise en compte de la VM

la marge de manœuvre de l'opérateur ;

- pouvoir choisir, parmi différentes configurations du poste de travail équivalentes en terme de VM, celle qui permet une meilleure performance de l'opérateur.

Cet objectif constitue un véritable défi scientifique et technique du fait de :

- la complexité du phénomène de VM (le nombre de facteurs à l'origine ou qui influencent la VM, leurs interactions, cf. chapitre 2) ;
- l'absence de consensus concernant l'échelle d'observation de la VM et sa quantification (cf. chapitre 2) ;
- la difficulté de modéliser et d'intégrer une ou plusieurs source(s) de VM dans un HV (cf. chapitre 4).

**L'objectif opérationnel de cette thèse consiste donc à développer, à titre de démonstrateur de faisabilité, un HV permettant de simuler les effets d'une source de VM lors de la réalisation d'une tâche prescrite.** Cette action a été financée par l'Institut national de recherche et de sécurité pour la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles (INRS), dans le cadre des activités du laboratoire « Conception, équipements de Protection, Interfaces hommes-machines » (CPI) du département « Ingénierie des Équipements de travail » (IET), en vue de l'amélioration des outils d'aide à la conception de postes de travail.

### 1.3.2 Contributions de la thèse

Les différentes contributions de cette thèse sont présentées succinctement dans les différentes parties de cette section. La figure 1.10 illustre les relations entre ces contributions et les chapitres correspondants.

#### 1.3.2.1 Identification de la source de VM et de l'activité à simuler

Une étude bibliographique sur la VM a été conduite. Parmi les différentes sources de VM identifiées, la fatigue musculaire a été choisie pour être intégrée dans le démonstrateur. Ce

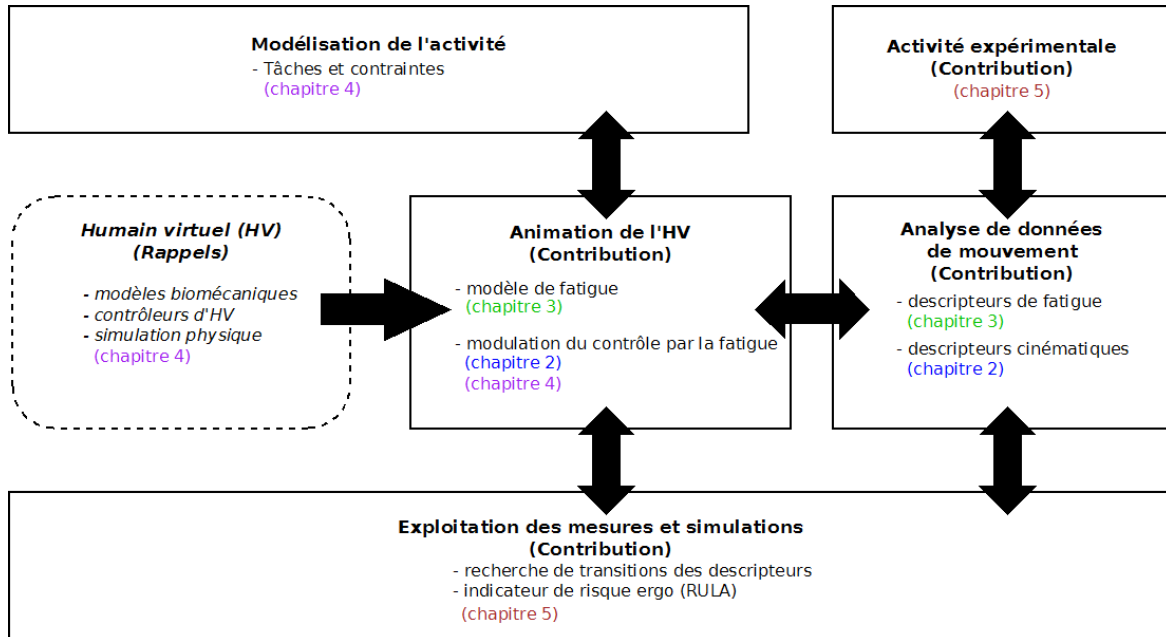


Fig. 1.10 *Articulations des contributions des travaux de thèses et chapitres associés*

choix a tenu compte de l'existence d'un modèle de fatigue compatible avec l'environnement de simulation envisagé ainsi qu'aux contraintes liées à la réalisation d'une campagne de mesures expérimentales. Une tâche de référence induisant de la fatigue et de la variabilité du mouvement a été identifiée dans la littérature et adaptée aux besoins des travaux : elle consiste en un mouvement de pointage alternatif entre deux cibles placées devant les sujets, jusqu'à l'apparition d'un niveau de fatigue déterminé (cf. figure 1.11). Un état de l'art sur la VM est présenté au chapitre 2. Un état de l'art sur la fatigue musculaire et sa modélisation est proposé au chapitre 3. L'activité de pointage et les mesures effectuées sont décrites dans le chapitre 5.

### 1.3.2.2 Méthode d'animation d'un HV simulant la VM induite par la fatigue musculaire

La spécification et l'implémentation du démonstrateur ont été conduites dans la continuité de travaux antérieurs menés par l'INRS dans le domaine de l'aide à la conception de postes de travail. Ce démonstrateur a été développé selon une approche « basée modèle ». Un contrôleur corps complet de l'HV a été identifié et adapté pour simuler l'exécution d'une tâche prescrite en tenant compte de la fatigue musculaire, calculée à chaque itération de simulation d'après les actionnements déterminés par un algorithme d'optimisation [38] et un moteur physique dynamique [39].

L'intégration de la fatigue dans le contrôleur a été conçue pour rendre compte de trois effets supposés de la fatigue sur le mouvement :

- limitation des efforts, implémentée par une contrainte d'actionnement maximal in-

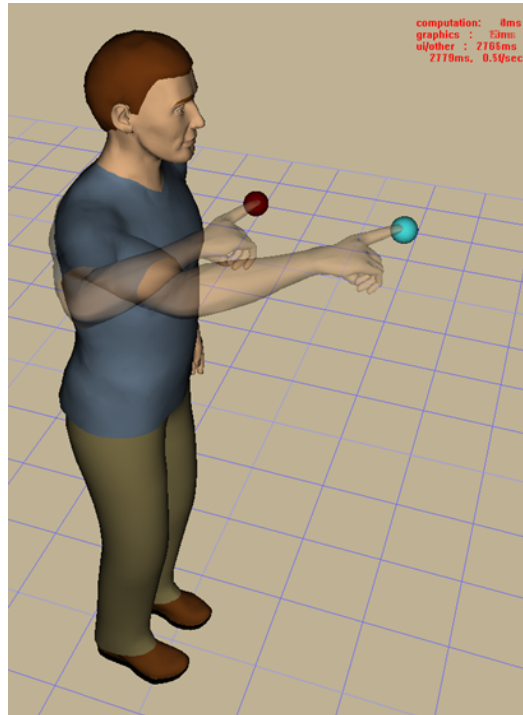


Fig. 1.11 Tâche répétitive de pointage - illustration avec le mannequin numérique Jack®

dexée sur un descripteur de fatigue ;

- transfert des efforts depuis les segments fatigués vers d'autres segments moins sollicités, modélisé par une tâche d'actionnement dont le poids est indexé sur des descripteurs de la fatigue ;
- réduction des performances de suivi de trajectoire en position et en temps.

Les éléments concernant la modélisation de la fatigue musculaire sont décrits dans le chapitre 3, ceux concernant le contrôle de l'HV et la simulation physique sont présentés au chapitre 4.

### 1.3.2.3 Exploitation des données de VM expérimentales et simulées

Dans un premier temps, la simulation de la tâche de pointage a été confrontée à des observations expérimentales présentées dans la littérature, portant principalement sur la comparaison des postures et des efforts avant et après la survenue de la fatigue. Le démonstrateur a pu rendre compte de certaines adaptations ainsi décrites. Dans un deuxième temps, une campagne expérimentale portant sur onze sujets a été réalisée. La cinématique, l'activité électrique et l'effort subjectif des sujets ont été enregistrés tout au long de l'expérimentation et analysés. Ces données ont révélé une très grande variabilité inter-sujets, tant en termes de fatigabilité que de variabilité du mouvement, mettant en évidence différentes stratégies d'adaptation à la fatigue. Des simulations ont été réalisées pour différents sujets, après avoir personnalisé les paramètres d'anthropométrie et de fatigabilité de l'HV d'après les caractéristiques des sujets.

En termes de synthèse de mouvement, les trois commandes proposées permettent de restituer certains aspects de la VM supposés ou observés expérimentalement, mais ces trois seules commandes ne permettent pas de rendre compte de l'importante variabilité inter-sujets observée. En termes d'aide à la conception de poste de travail, la VM simulée a permis de déterminer un volume utile permettant de réaliser la tâche sans collision avec l'environnement, ainsi que d'établir une enveloppe des scores d'évaluation ergonomique de la tâche tenant compte de la fatigue.

Ces éléments sont présentés dans le chapitre 5. Pour conclure, le chapitre 6 identifie quelques limitations du démonstrateur de VM développé, puis propose certaines perspectives d'amélioration pour en améliorer la fiabilité. En outre, de nouvelles orientations de recherche sont évoquées pour déterminer de nouvelles lois de commandes permettant de mieux prendre en compte les liens entre la cinématique et l'activité musculaire.

### 1.3.3 Publications et communications liées à la thèse

Trois publications ont été réalisées en application directe des travaux de thèse :

- Gaudez, C., Gilles, M. A., Savin, J. (2016). Intrinsic movement variability at work. How long is the path from motor control to design engineering? *Applied Ergonomics*, 53, 71-78.
- Savin, J., Gilles, M., Gaudez, C., Padois, V., Bidaud, P. (2017). Movement variability and digital human models : development of a demonstrator taking the effects of muscular fatigue into account. In *Advances in Applied Digital Human Modeling and Simulation* (pp. 169-179). Springer, Cham.
- Savin, J., Gaudez, C., Gilles, M., Padois, V., Bidaud, P. (2018). Digital Human Model Simulation of Fatigue-Induced Movement Variability During a Repetitive Pointing Task. In *Congress of the International Ergonomics Association* (pp. 96-105). Springer, Cham.

Cinq communications orales ont été acceptées en application directe des travaux de thèse :

- "Movement variability and digital human models : development of a demonstrator taking the effects of muscular fatigue into account" - 5th International Conference on Applied Digital Human Modeling and Simulation - ORLANDO - 27-31 Juillet 2016 ;
- "Développement d'un démonstrateur d'humain virtuel pour simuler la variabilité du mouvement liée à la fatigue musculaire pour la conception de postes de travail" - Congrès Posture - Équilibre - Mouvement (PEM) - VANDOEUVRE-LÈS-NANCY - 08-10 Décembre 2016 ;
- "Simulation de la variabilité du mouvement induite par la fatigue lors d'une tâche répétitive de pointage" - 17ème congrès de la SOFAMEA - TOULOUSE - 24-26 Janvier 2018 ;
- "Simulation of fatigue-induced movement variability during a repetitive pointing task with a dynamic virtual human" - Journées Nationales de la Robotique Humanoïde 2018 (JNRH 2018) - NANCY - 14-15 Juin 2018 ;
- "Digital Human Model Simulation of Fatigue-Induced Movement Variability During a Repetitive Pointing Task" - 20th Congress of the International Ergonomics Association - FLORENCE - 26-30 Août 2018

Une communication et un article incluant des éléments de ces travaux ont été acceptés :

- Lux, A., El Mouayni, I., Lefevre, B. D., Savin, J., Étienne, A., Siadat, A. (2017). "Santé et sécurité au travail : quatre approches en conception pour spécifier et simuler des marges de manœuvre pour les futurs opérateurs de production." In CIGI2017 12ème édition du Congrès International de Génie Industriel (8p)

Une collaboration a été apportée aux publications et communications suivantes :

- Gilles, M. A., Gaudez, C., Savin, J., Remy, A., Remy, O., Wild, P. (2018, August). "How Age and Pace of Work Affect Movement Variability During Repetitive Assembly Tasks." In Congress of the International Ergonomics Association (pp. 16-22). Springer, Cham.
- Gaudez, C., Wild, P., Gilles, M. A., Savin, J., Claudon, L., Bailleul, D. (2019) "Study of between-subject and within-subject variability of electromyography data and its intrinsic determinants for clip fitting tasks", International Journal of Occupational Safety and Ergonomics (JOSE) (2019) : 1-15.

## 2 – Variabilité du mouvement : état de l’art

La variabilité du mouvement (VM) est une caractéristique du mouvement humain : elle est présente dans toutes les situations, en particulier dans les activités professionnelles. Identifiée depuis longtemps, elle a été considérée comme gênante pour l’analyse du mouvement [40]. Depuis quelques années, elle constitue un domaine de recherche de plus en plus actif au sein des communautés du contrôle moteur, de l’analyse du mouvement et de l’ergonomie. De fait, la VM constitue un défi pour les concepteurs d’équipements de travail : prendre en compte, dès les premières étapes de la conception d’un poste de travail, toutes les variations plausibles du mouvement de l’opérateur réalisant la tâche prescrite. Les sections suivantes présentent un état de l’art des connaissances et travaux concernant cette VM : son origine, les facteurs qui l’influencent ainsi que sa quantification.

### 2.1 Introduction à la variabilité du mouvement

#### 2.1.1 Terminologie et définitions préalables

La VM est une caractéristique essentielle du mouvement humain [41]. Intuitivement, cette notion est associée à l’observation que différentes personnes, ou une même personne à différents moments, n’exécutent jamais une tâche prescrite exactement de la même manière. La VM serait une caractéristique indispensable en vue de l’adaptation et de la flexibilité du mouvement aux contraintes liées à l’état physiologique courant de l’individu, à la tâche et à l’environnement [42].

L’étude de la VM se situe à l’interface de plusieurs domaines scientifiques tels que l’analyse du mouvement, la physiologie, le contrôle moteur, l’ingénierie de conception et l’ergonomie ou encore la robotique. Ces différentes communautés ont leurs terminologies propres, et l’on trouve dans la littérature différentes formulations qui semblent proches : « natural variations » [43], « inherent variability » [44], « motor variability » [45] ou « movement variability » [36]. Aussi, pour clarifier le discours, les définitions suivantes sont utilisées dans la suite de ce document :

**Mouvement** : déplacement volontaire d’une ou plusieurs parties du corps en vue de



l'exécution d'une tâche. Dans ces travaux, on exclut les mouvements réflexes, qui sont des réponses motrices déclenchées par une stimulation sensorielle. Le mouvement est décrit par les postures de l'opérateur (coordonnées articulaires  $\mathbf{q}$ ) ou les positions de repères définis sur son corps (cordonnées cartésiennes  $\mathbf{x}$ ), ainsi que leurs dérivées par rapport au temps (vitesses  $\dot{\mathbf{q}}$  et  $\dot{\mathbf{x}}$ , accélérations  $\ddot{\mathbf{q}}$ ,  $\ddot{\mathbf{x}}$ ). Le mouvement peut également être décrit par des caractéristiques physiologiques, en particulier l'activité électrique des muscles ( $\xi$ ).

**Geste** : mouvement humain auquel est attribué une signification [46]. Dans la suite des travaux, cette dimension psycho-cognitive n'est pas prise en compte, et on se limite bien à l'étude de la variabilité des mouvements.

**Tâche** : ce qu'un opérateur doit faire (tâche *prescrite*) dans des conditions déterminées pour atteindre l'objectif qui lui est fixé, de manière unique ou répétitive [47]. Une tâche peut être complexe, c'est à dire constituée d'opérations élémentaires (atteindre, saisir, exercer une force d'appui, procéder à un contrôle visuel, etc.). Dans le cadre de ces travaux, on s'intéresse à une tâche professionnelle (assemblage, manipulation, contrôle, etc.). Une telle tâche peut être décrite dans la gamme opératoire fournie à l'opérateur par l'ingénieur « méthode » : le tableau 2.1 et la figure 2.1 correspondent par exemple à une séquence d'assemblage dans l'industrie automobile. Une tâche  $\mathcal{T}$  peut donc être modélisée par :

- un ensemble d'instants  $t \in T$ ,
- les positions  $\mathbf{x}_{t_i}^{des}$  d'un effecteur (départ/intermédiaires/arrivée) pour les instants  $t_i \in T_i \subset T$ ,
- les postures  $\mathbf{q}_{t_j}^{des}$  de l'opérateur pour les instants  $t_j \in T_j \subset T$ ,
- les efforts exercés (forces  $w_{t_k}^{des}$  ou couples  $\gamma_{t_k}^{des}$ ) aux instants  $t_k \in T_k \subset T$ ,
- les contraintes  $\mathcal{C}$  induites par les masses et dimension des outils, la géométrie du poste de travail, etc.

$$\mathcal{T} = \left\{ \mathbf{x}_{t_i}^{des}, t_i \in T_i; \mathbf{q}_{t_j}^{des}, t_j \in T_j; (w_{t_k}^{des}, \gamma_{t_k}^{des}), t_k \in T_k \right\} \text{ vérifiant } \mathcal{C} \quad (2.1)$$

Description main gauche		Temps (TMU)		Description main droite	
Action	MG			MD	Action
Prendre ressort	GC15	19		GC15	Prendre cliquet
Placer ressort	PC15	26			
		26		PC15	Placer cliquet
		7		GB5	Prendre intermédiaire
Prendre butée	GC15	21		PC5	Placer intermédiaire
		14		A	Appl. Press. intermédiaire
Placer butée	PC15	26		GC15	Prendre contre-cliquet
Prendre contact	GA15	26		PC15	Placer contre-cliquet
Appl. Press. contact	A	14			

Table 2.1 Exemple de tâche : gamme opératoire dans l'industrie automobile (codage MTM, cf. figure 2.1) [48]. Les temps sont donnés en unité TMU ( $10^{-6}$  heure).



Fig. 2.1 Mise en œuvre d'une gamme opératoire (cf. tableau 2.1) [48]

**Variante :** une manière de réaliser la tâche prescrite dans des conditions « normales ».

On exclut donc ici les aléas et les perturbations pouvant survenir en cours de réalisation de la tâche (objet glissant que l'opérateur doit ramasser, collision avec un autre opérateur passant à proximité immédiate, etc.). Au cours d'une expérimentation (respectivement d'une phase de travail), un sujet (respectivement un opérateur) peut alterner (ou non) différentes variantes. Par exemple, la tâche de pose de clip décrite à la figure 2.1 a été reproduite en laboratoire [49]. Elle nécessite une première opération pour la collecte manuelle d'un clip sur le plan de travail, puis une deuxième opération pour l'insertion manuelle du clip sur son support. Certains sujets utilisent la main droite pour ces deux opérations, tandis que d'autres utilisent la main gauche pour la collecte, puis transfèrent le clip à la main droite pour l'insérer sur son support. Ces manières de faire sont deux *variantes* de la tâche de pose de clip. Les variantes s'inscrivent dans les marges de manœuvres situationnelles permises à l'opérateur dans la réalisation de la tâche [37].

**Signal :** donnée observable permettant, au moins partiellement, de décrire l'activité [50].

Un signal  $y$  peut donc être l'enregistrement ou la simulation d'un angle  $q$ , d'une position  $\mathbf{x}$ , d'un effort externe (force  $w$  ou couple  $\gamma$ ) ou interne (actionnement articulaire  $\tau$ ), de l'activité électrique  $\xi$  d'un muscle, la commande d'excitation  $u$  d'une fibre musculaire, etc.

**Activité :** ensemble des caractéristiques du mouvement *réellement exécuté* par un sujet pendant la durée  $T_{real}$  de réalisation de la tâche. L'activité inclut des éléments difficilement observables [50], par exemple les motifs d'excitation électrique  $u$  d'un muscle participant au déplacement d'un segment corporel.

$$\mathcal{A} = \{\mathbf{x}(t), q(t), w(t), \gamma(t), u(t), \xi(t), t \in T_{real}\} \quad (2.2)$$

**Variations et diversité :** dans la continuité des travaux de Matthiassen [51], ces deux termes soulignent deux niveaux d'analyse possibles du mouvement et de sa variabilité. Les variations  $\mathcal{V}$  désignent l'évolution temporelle d'un signal  $y$  décrivant le mouvement pendant la période d'observation  $T_{obs}$ , tandis que la diversité  $\mathcal{D}$  désigne les caractéristiques de la distribution des valeurs de ce signal (moyenne  $\mu$ , écart-type  $\sigma$ , extrema, etc.) sur la même période :

$$\mathcal{V} = \{y(t), t \in T_{obs}\} \quad (2.3)$$

$$\mathcal{D} = \{\mu(\mathcal{V}), \sigma(\mathcal{V}), \min(\mathcal{V}), \max(\mathcal{V}), \text{etc.}\} \quad (2.4)$$

**Variabilité du mouvement :** l'ensemble des caractéristiques des mouvements décrivant l'activité de l'opérateur lors de différentes réalisations d'une tâche pour la variante de référence  $\mathcal{T}^0$  considérée. Pour reprendre l'exemple de l'activité de pose d'insert évoqué précédemment, les opérateurs peuvent poser les clips avec la main en pronation ou en supination (cf. figure 2.2). Le passage de l'une à l'autre de ces modalités est considéré comme représentatif de la variabilité du mouvement pour la tâche  $\mathcal{T}^{1 \text{ main}}$ . Par contre, le passage de la stratégie unimanuelle  $\mathcal{T}^{1 \text{ main}}$  à la stratégie bimanuelle  $\mathcal{T}^{2 \text{ mains}}$  décrite plus haut n'est pas considéré comme représentatif de la variabilité du mouvement, mais plutôt d'une marge de manœuvre situationnelle [37].

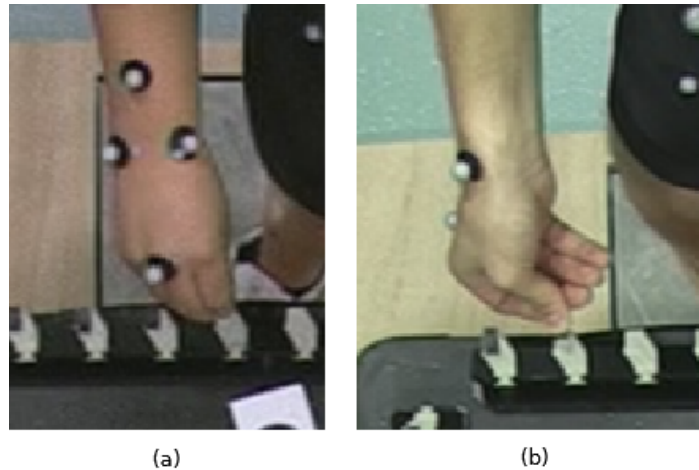


Fig. 2.2 Pose d'un clip à une main, avec l'avant-bras (a) en pronation (b) en supination lors d'une expérimentation menée à l'INRS.

Si l'on considère l'opérateur dans son environnement comme un système dynamique dont l'état  $\mathbf{s}$  est décrit par les signaux  $y_i$ , qu'ils soient cinématiques (positions, vitesses, accélérations), dynamiques (efforts) ou physiologiques (activation électrique des muscles  $\xi$ ), et si on note  $\varsigma_k$  la trajectoire du vecteur d'état de l'opérateur lors d'une réalisation  $k$  de la tâche  $\mathcal{T}^0$ , on peut alors définir la VM ainsi :

$$\mathbf{s}(t) = \{y_i(t)\} \quad (2.5)$$

$$\varsigma_k = \{\mathbf{s}(t_k), t_k \in [t_k^{initial}, t_k^{final}]\} \quad (2.6)$$

$$VM = \{\varsigma_k \text{ réalisant } \mathcal{T}^0\} \quad (2.7)$$

où  $t_k^{initial}$  et  $t_k^{final}$  sont les instants de début et de fin de la réalisation  $k$  de la tâche  $\mathcal{T}^0$ .

Cette définition étend donc celle de Newell et Corcos - qui considèrent uniquement l'évolution des propriétés cinématiques du mouvement [52] - et celle de Terrier et Schutz - qui n'y ajoutent que l'évolution des propriétés physiologiques [53]. Cette définition de la VM se focalise en fait sur l'aspect phénoménologique des variations du mouvement. Elle se distingue donc de celle de Granata et England, qui concerne plutôt *l'aptitude de l'appareil locomoteur à produire des variations selon l'environnement et les contraintes* [54]. Enfin, selon la définition proposée ici, la VM doit donc aussi être distinguée de la *rotation des tâches*, ce mode d'organisation du travail consistant à faire varier les tâches assignées à un opérateur pendant sa journée de travail, ceci afin de diversifier les contraintes subies (variation d'exposition) et ainsi réduire les facteurs de risques d'atteinte du système locomoteur [43, 37].

De même que l'activité n'est pas observable dans son ensemble, la VM n'est pas non plus complètement observable. En pratique, l'analyse de la VM repose sur l'étude des variations et de la diversité d'un nombre limité de signaux appropriés à la tâche prescrite (par exemple, lors d'une tâche de pointage, les angles de l'épaule, du coude et du poignet ainsi que la position de l'extrémité du doigt).

### 2.1.2 Origines de la VM

La VM est liée aux multiples niveaux de redondance de l'appareil locomoteur et aux processus de contrôle et de régulation du mouvement [55, 45] comme l'illustre la figure 2.1.2 :

**Redondance motrice** L'existence de la VM tient à une caractéristique essentielle de l'appareil locomoteur humain : la redondance, également appelée *équi-finalité* [56]. Prilutsky et Zatsiorsky la mettent en évidence à l'aide de quelques grandeurs significatives [57] : le corps humain contient approximativement 244 degrés de liberté (DDL), actionnés par environ 630 muscles squelettiques. Chaque muscle agirait en moyenne sur 4 DDL, ou encore chaque DDL serait actionné par 2,6 muscles. En considérant que chaque muscle est constitué de plusieurs faisceaux, eux même constitués de nombreuses fibres, et que des muscles antagonistes peuvent être activés à différents niveaux de co-contraction, il existe une infinité de configurations articulaires et musculaires conduisant à une posture, un effort ou un mouvement donnés [58].

**Flexibilité de la commande** Plusieurs théories existent pour modéliser le contrôle moteur humain. La *théorie du point d'équilibre* suppose que le mouvement est constitué d'une suite continue d'états d'équilibre successifs, le Système Nerveux Central (SNC) activant certains muscles pour passer d'un point d'équilibre à un autre [59]. Face au nombre très élevé de paramètres à prendre en compte pour la planification et l'exécution du mouvement, la théorie du *contrôle optimal* fait l'hypothèse que le SNC réduirait la complexité du système en mettant en jeu différents types d'optimisation : minimisation du jerk<sup>1</sup>, de la dépense énergétique, contrôle par rétroaction optimale, etc. [60, 61]. D'autres approches postulent l'existence d'invariants du mouvement (par

---

1. le jerk est la dérivée de l'accélération par rapport au temps.

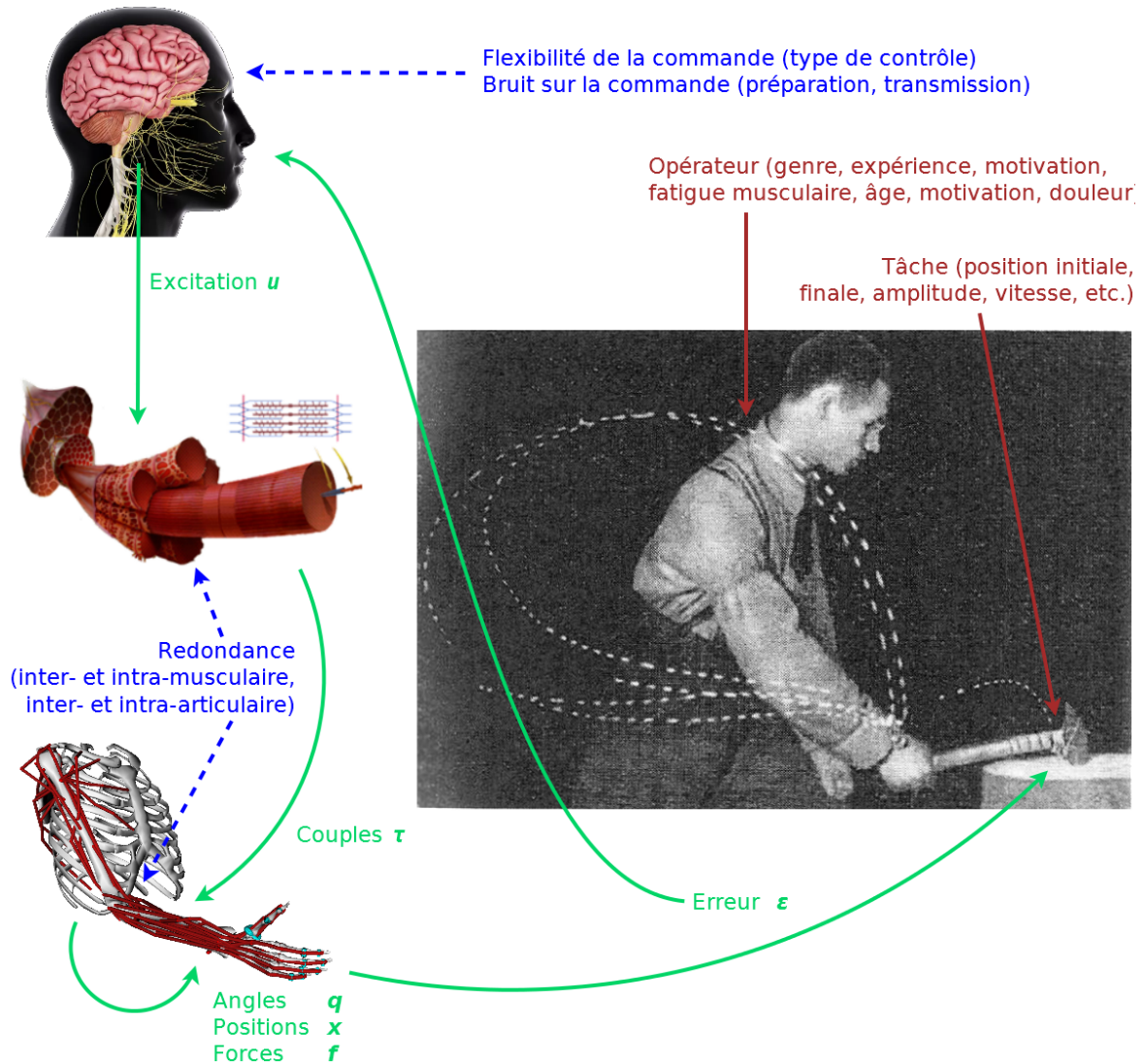


Fig. 2.3 La VM au poste de travail : les caractéristiques de l'appareil locomoteur à l'origine de la VM (en bleu), quelques facteurs pouvant l'influencer (en brun), quelques grandeurs permettant de la mettre en évidence (en vert).

exemple la loi de la puissance 2/3 [62]), la stabilisation du mouvement au travers du principe d'abondance (« uncontrolled manifold » [63]), etc. De fait, la littérature établit que le SNC peut mettre en œuvre l'un ou l'autre de ces types de commande selon les conditions et la tâche considérées [36].

**Bruit sur la commande** À la redondance mécanique et à la flexibilité de la commande s'ajoutent encore des phénomènes de bruit intervenant tout au long de la chaîne de planification, de production et de transmission de la commande motrice. Churchland et al. ont ainsi établi, chez l'animal, qu'une part non négligeable de la VM peut être associée à des variations lors de la préparation de la commande nerveuse, au niveau de différentes zones du cortex moteur [64]. Pour un simple mouvement d'atteinte, la part

de la VM<sup>2</sup> liée à la préparation de la commande motrice pourrait ainsi atteindre 50 % chez le singe Rhésus. De même, Van Beers et al. ont établi que la VM observée expérimentalement peut être expliquée « pour une large part » par des bruits survenant pendant l'exécution du mouvement [65], ces bruits pouvant être indépendants de la commande, ou au contraire dépendants du niveau d'activation [66]. Les bruits intervenants sur les signaux liés à la perception (rétroaction) semblent intervenir également [67].

### 2.1.3 Variabilité, stabilité et performance

La définition proposée pour la VM considère une tâche à réaliser selon *une* unique variante, sans aléa (cf. section 2.1.1). La VM peut être considérée conjointement à deux notions connexes, celle de *stabilité* d'une part, celle de *performance* d'autre part. La première est définie comme la capacité d'un système dynamique à revenir à un état d'équilibre après une perturbation [54]. La seconde correspond à la capacité de produire un mouvement toujours plus proche de l'excellence athlétique (un mouvement plus rapide, plus précis, etc.), comme on peut en trouver des exemples dans la littérature sur le mouvement sportif [68, 69]. Ces trois caractéristiques du systèmes ne sont pas forcément corrélées : par exemple, une VM faible n'est pas systématiquement la caractéristique d'un mouvement expert [36]. En effet, il existerait une variabilité « normale » [43].

De fait, les notions de performance et de VM ne sont pas indépendantes. Les auteurs de différents travaux utilisant le formalisme du « Uncontrolled Manifold » (UCM) ont ainsi proposé de décomposer la VM en deux. Dans un premier temps, ils ont défini des variables d'état supposées décrire le mouvement. Ensuite, ils ont distingué, d'une part, une « bonne variabilité » (Goal-Equivalent Variability, GEV) qui se place dans un sous-espace des variables d'état n'affectant pas la bonne réalisation de la tâche et, d'autre part, une variabilité potentiellement défavorable pour la réalisation de la tâche (Non Goal Equivalent Variability, NGEV) [63, 70, 71]. D'autres décompositions de la VM ont également été proposées pour mettre en évidence des composantes « utiles » de la VM, par exemple la décomposition TNC (Tolerance, Noise, Covariation) [72].

Cusumano et Cesari ont proposé un cadre d'étude plus complet, en associant étroitement les notions de VM, de stabilité et de performance [73, 74]. Pour cela, les auteurs introduisent les notions de « variabilité d'objectif » (goal-variability) et de « variabilité du système » (body-variability) qui constituent deux variétés<sup>3</sup> entre lesquelles on peut établir une cartographie<sup>4</sup>, même sans connaissance *a priori* d'un modèle dynamique du système. Ils définissent également une sensibilité entre ces deux variétés (body-goal sensitivity) pour caractériser les effets d'une perturbation subie par le système (body-level error) en termes d'objectif (goal-level error).

Considérer conjointement la variabilité et la performance d'un mouvement apparaît utile dans le domaine de l'aide à la conception : en effet, pouvoir estimer *a priori* le niveau de VM

2. l'auteur utilise le terme de *behavioral variability*.

3. au sens géométrique du terme : portion d'une espace vectoriel localement euclidien

4. au sens topologique du terme : description locale d'une variété.

offert au futur opérateur (étendue de la VM) et évaluer le niveau de performance associé (efficience pour la réalisation de la tâche) sont des éléments potentiellement importants pour le choix entre plusieurs scénarios de conception d'un poste de travail.

### 2.1.4 Facteurs pouvant influencer la VM au poste de travail

La littérature présente différents facteurs pouvant influencer la VM au poste de travail :

- les facteurs liés à la tâche : les masses et les dimensions des outils, la géométrie du poste ont clairement des effets sur la VM (inertie, encombrement du poste). La littérature établit que les positions initiale et finale, la direction du mouvement, l'amplitude du mouvement ou encore l'amplitude des vitesses peuvent également modifier la VM [75, 65, 67]. La cadence de travail est également un facteur pouvant influencer la VM [76, 77] ;
- les facteurs intrinsèques aux opérateurs : la littérature montre que le genre, l'expérience de l'opérateur, l'apparition de fatigue ou de douleur, ou encore l'apprentissage peuvent influencer la VM. Par exemple, les forces exercées par des hommes peuvent présenter une plus grande *diversité*<sup>5</sup> que celles exercées par des femmes. Le temps de cycle de travailleurs âgés peut apparaître plus stable que celui observé chez des sujets jeunes. La cinématique du mouvement peut être modifiée avec la survenue de fatigue lors de tâches de martelage, de sciage, d'atteinte [78, 36]. Ces facteurs de VM intra-individuelle s'appliquent à des échelles de temps différentes : les effets du vieillissement apparaissent vraisemblablement au bout de plusieurs années, ceux de l'apprentissage sur quelques semaines, ceux de la fatigue sur quelques minutes... Ils pourraient constituer une « signature » individuelle persistante [79] ;
- les facteurs liés à l'organisation du travail : durée de travail, répartition des temps de pause, rotation des tâches, etc. Ces éléments ne sont pas forcément décrits lors de la conception d'un équipement de travail.

Il peut être difficile d'établir une relation entre ces facteurs et la VM résultante : selon les populations, les tâches effectuées, les consignes données (cadence, précision), les corrélations entre ces facteurs et la VM observée peuvent être significatives ou faibles, positives ou négatives, augmentées ou réduites selon leurs éventuels effets croisés [36]. Il est également à noter que la variabilité inter-individuelle est généralement plus importante que la variabilité intra-individuelle [80].

La figure 2.1.2 illustre ces différents aspects de la VM : les caractéristiques de l'appareil locomoteur à son origine, plusieurs des facteurs identifiés dans la littérature pouvant l'influencer ainsi que différentes grandeurs permettant de la mettre en évidence.

---

5. au sens de *distribution*, cf. section 2.1.1.

## 2.2 Quantification de la variabilité du mouvement

Si le concepteur d'un équipement de travail a théoriquement une parfaite maîtrise des facteurs liés à la tâche, il n'a généralement aucun moyen de connaître les caractéristiques individuelles des futurs opérateurs. Il doit donc concevoir le poste de travail de manière à protéger la majorité de la population potentiellement concernée. Par exemple, en termes d'anthropométrie, les postes de travail sont généralement dimensionnés (hauteur de travail, zones d'atteinte) pour pouvoir être adaptés à toutes les tailles d'opérateurs entre le 5<sup>ème</sup> et le 95<sup>ème</sup> percentile de la population. Transposer cette démarche à la problématique de la VM au poste de travail est donc un défi majeur qui nécessite de pouvoir quantifier celle-ci.

Dans les domaines du contrôle moteur, de l'ergonomie ou de l'analyse du mouvement sportif, la VM a fait l'objet d'un effort de recherche significatif [40, 81, 78, 82]. Pourtant, sa quantification ne fait pas encore l'objet d'un consensus. De fait, de nombreux types de descripteurs de VM sont exploités dans la littérature, déduits de différents signaux décrivant le mouvement : positions, vitesses et accélérations cartésiennes ou généralisées ; signaux électro-myographiques (EMG) ; forces et couples externes appliqués, etc. Pendant un temps, la VM a surtout été étudiée du point de vue de sa *diversité*, à l'aide de descripteurs simples issus de l'analyse statistique. Les progrès en termes de puissance de calcul et de traitement du signal, ainsi que les outils d'analyse des systèmes dynamiques ont ensuite enrichi les outils à disposition des chercheurs, donnant accès à des informations sur les *variations* et la structure de la VM (analyse temps-fréquence, entropie, etc.). Les paragraphes suivants recensent une partie des descripteurs de VM utilisés, qui dépendent fortement des tâches étudiées et des signaux exploités.

### 2.2.1 Descripteurs statistiques

Les descripteurs tels que moyenne, écart-type, centiles, coefficient de variation, variance sont couramment rencontrés dans la littérature sur la VM : appliqués à des descripteurs directs du mouvement (grandeurs cinématiques, signaux EMG), ils permettent de décrire la *diversité* de la VM. Par exemple, en termes de cinématique, des travaux portant sur la VM du membre supérieur lors d'une tâche répétitive de sciage recourent aux écarts types et aux coefficients de variations [83]. Pour une tâche de pipetage, ce sont les écarts-types de l'étendue angulaire, de la vitesse angulaire et du temps de cycle observés expérimentalement qui ont été analysés [80]. En termes d'activité musculaire, les *APDF* (Amplitude Probability Distribution Functions) peuvent être apparentés aux centiles statistiques [84] et être utilisés pour l'analyse de la VM [85]. Ces différents descripteurs statistiques peuvent être agrégés cycle par cycle, puis faire à leur tour l'objet d'une analyse statistique approfondie [79] des *variations* de la VM, mais ils n'exploitent pas spécifiquement le caractère cyclique du mouvement, et ne fournissent pas d'information sur les éventuels couplages entre les différents segments et articulations impliqués dans le mouvement.



## 2.2.2 Descripteurs linéaires pour l'analyse de mouvements cycliques

Descripteurs linéaires pour l'analyse de mouvements cycliques et l'identification de coordinations Les descripteurs présentés ci-dessous peuvent être utilisés pour l'analyse de la *diversité* et des *variations* de la VM. Ils permettent également d'étudier le caractère cyclique du mouvement ainsi que les couplages articulaires ou segmentaires éventuels. L'étude de ces couplages est essentielle pour l'analyse de la VM. En effet, si des modifications interviennent sur la chaîne locomotrice lors de la synthèse ou de l'exécution d'un mouvement, le maintien de la réalisation de la tâche implique que ces modifications soient compensées à un autre niveau. L'existence et la persistance de telles coordinations peuvent également fournir des informations sur l'état de la personne en mouvement (stabilité posturale, risque de chute), voire établir une classification des sujets observés (présence d'une pathologie, âge) [86].

Dans cette section sont d'abord présentés deux types de diagrammes fréquemment rencontrés dans la littérature : les diagrammes position-vitesse et les diagrammes angles-angles. Pour chacun de ces diagrammes, on présente un descripteur habituellement associé, respectivement l'angle de phase et l'angle de couplage. Ces deux descripteurs sont en fait deux outils d'une famille plus large, utilisée pour l'analyse de forme (également appelée analyse procuste ou procustéenne [87]) évoquée en section 2.2.2.3.

### 2.2.2.1 Portraits de phase

Ces diagrammes présentent le mouvement du corps dans l'espace des phases : position et vitesse d'une articulation  $(q_i, \dot{q}_i)$  ou d'un segment  $(x_i, \dot{x}_i)$ . Ils permettent de synthétiser les aspects chronologiques et cycliques du mouvement (cf. figure 2.4). Ils mettent en évidence les propriétés dynamiques du mouvement (au sens des théories des systèmes dynamiques). Ces diagrammes peuvent être exploités pour étudier l'évolution d'un mouvement lors de ses réalisations successives, ou encore pour identifier des segments / articulations du corps ayant des mouvements similaires ou couplés.

#### Angle de phase

L'angle de phase  $\Phi(t)$  est défini à partir des coordonnées polaires du diagramme des phases : c'est l'angle à l'horizontale de chacun des ses points (cf. figure 2.5).

$$\phi = \arctan \frac{\dot{q}}{q}(t) \quad \text{ou} \quad \phi = \arctan \frac{\dot{x}}{x}(t), \quad (2.8)$$

#### Descripteurs déduits

L'angle de phase constitue une « signature » du portrait de phase, à partir duquel différents descripteurs ont été définis en vue d'une analyse discrète (identification de points remarquables du cycle) ou continue (identification de coordinations et de leur évolution au cours du temps) [89] :

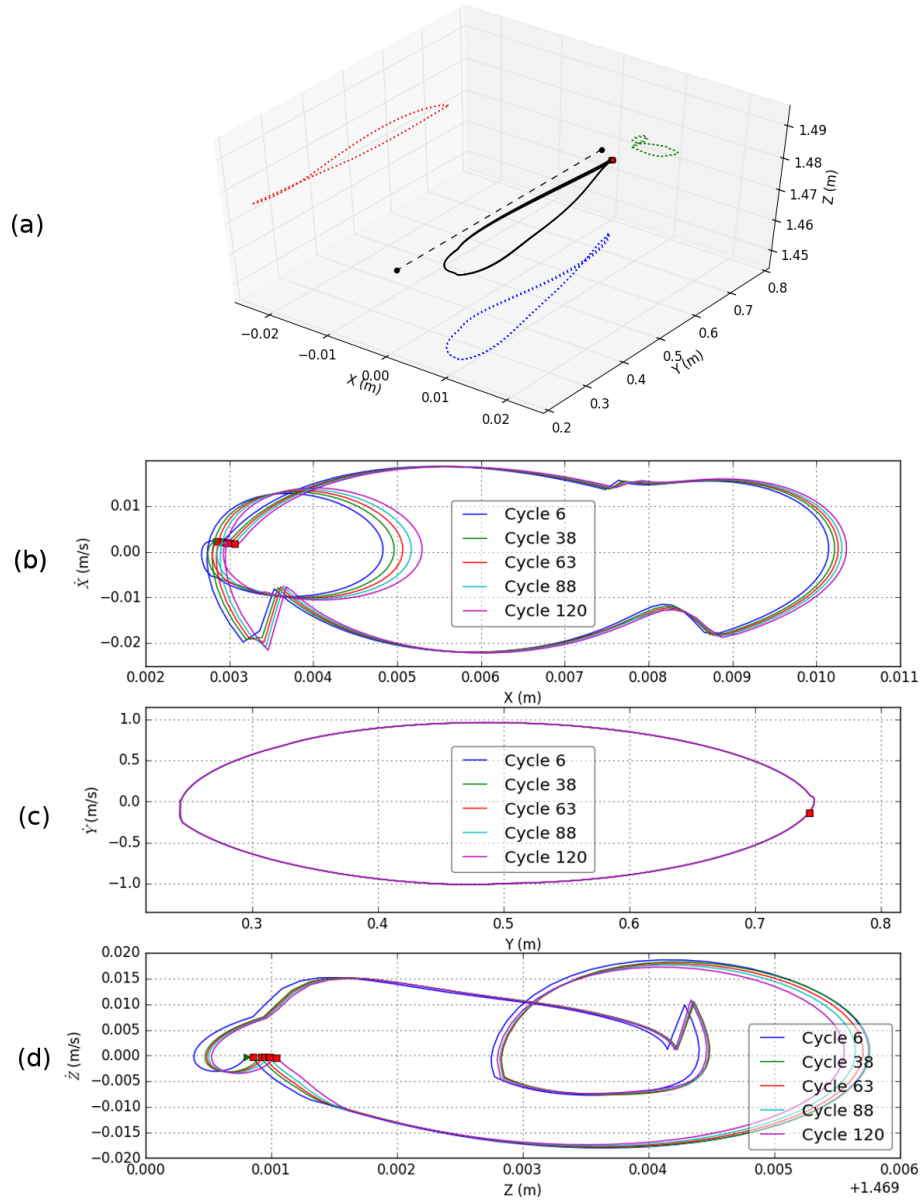


Fig. 2.4 Portraits de phase de l'effecteur terminal lors de 5 réalisations simulées d'un mouvement alternatif de pointage de deux cibles (cf chapitre 5). (a) Trajectoires 3D de l'effecteur terminal. (b-d) Portraits de phase des trois composantes cartésiennes.

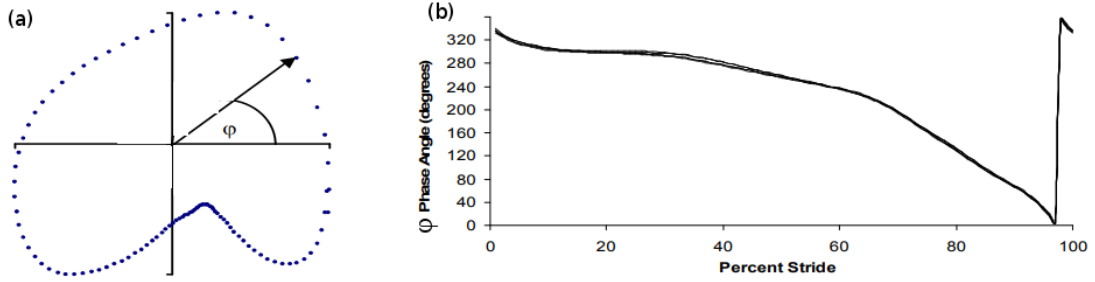


Fig. 2.5 Portrait de phase et angle de phase du genou pendant la marche - tiré de [88]

**Continuous Relative Phase (CRP) :** Ce descripteur correspond à la différence entre les angles de phase de segments ou deux articulations. Il a été étudié par exemple pour identifier des couplages [90], pour comparer différentes séquences d'un mouvement de course à pied pour des sujets sains ou pathologiques [91], ou encore pour catégoriser le niveau de performance de sportifs [92].

**Point-estimate Relative Phase (PRP) :** C'est la valeur de la CRP pour un ou plusieurs points remarquable d'un cycle du mouvement (extrema). L'analyse de la PRP peut renseigner sur la stabilité d'une coordination [93].

**Mean Absolute Relative Phase (MARP) :** C'est la moyenne de la CRP sur un cycle. Elle permet de distinguer les coordinations en phase ou en opposition de phase [93].

**Deviation Phase (DP) :** C'est la moyenne des écart-type de la CRP sur plusieurs cycles. Une valeur de DP faible indique une coordination répétable d'un cycle à l'autre [88].

### 2.2.2.2 Cyclogrammes

Également appelés diagrammes *angle-angle* (respectivement *vitesse-vitesse*), ces courbes décrivent l'évolution d'une paire d'angles articulaires ( $q_i, q_j$ ) (respectivement  $\dot{q}_i, \dot{q}_j$ ) [94, 88]. Comme les portraits de phase, ils synthétisent les aspects chronologiques et cycliques du mouvement. Ils permettent donc de visualiser aisément des coordinations et leur évolution, mais les caractéristiques individuelles (étendue articulaire, coordinations) peuvent rendre délicate la comparaison de cyclogrammes d'un sujet à un autre [88]. Une normalisation est donc souvent appliquée (cf. figure 2.6).

L'angle de couplage  $\gamma$  est défini comme l'angle entre l'horizontale et le vecteur formé par deux points du cyclogramme à deux instants successifs  $t_i$  et  $t_{i+1}$  (cf. figure 2.7). Il constitue une « signature » du cyclogramme. Il permet d'identifier aisément les séquences où les signaux sont en phase ou en opposition de phase, ainsi que les séquences où l'un des signaux est dominant dans la coordination [95].

$$\gamma = \arctan \frac{\theta_2(t_{i+1}) - \theta_2(t_i)}{\theta_1(t_{i+1}) - \theta_1(t_i)} \quad (2.9)$$

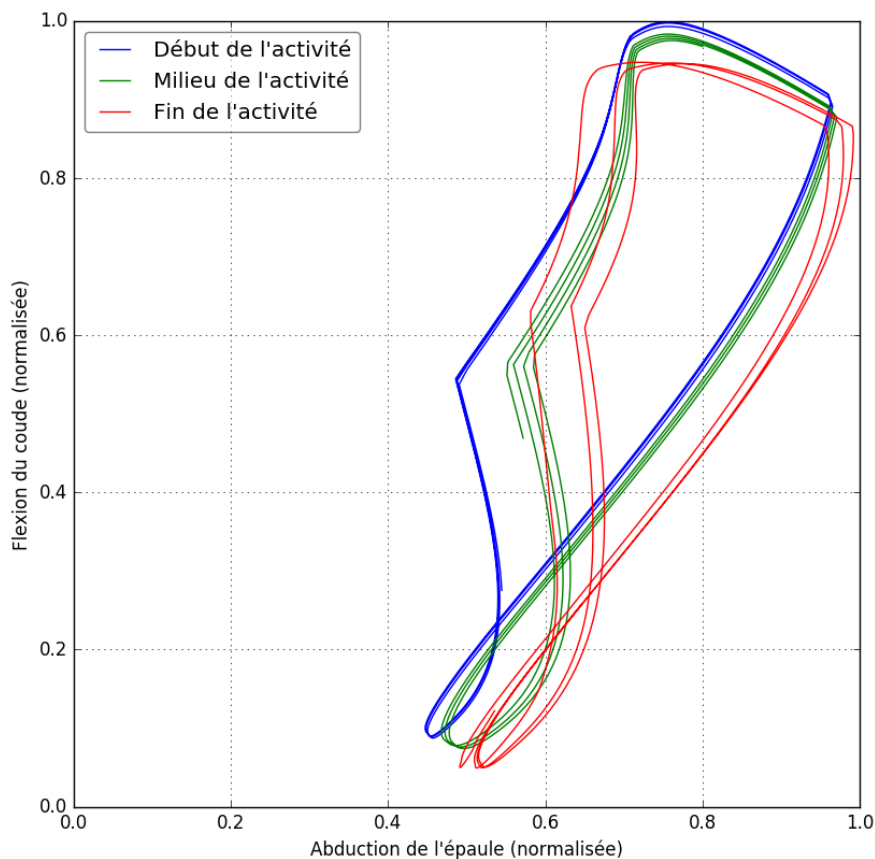


Fig. 2.6 Cyclogramme de la flexion du coude et l'abduction de l'épaule simulées pour un mouvement répétitif de pointage tenant compte de la fatigue (cf chapitre 5).

Les angles de couplage peuvent être agrégés cycle par cycle pour calculer des descripteurs secondaires, par exemple le coefficient de correspondance moyen (ACC) qui mesure la similitude des cycles successifs pour un sujet donné [88, 97].

### 2.2.2.3 Analyse procuste

Les portraits de phase et les cyclogrammes sont couramment rencontrés dans la littérature portant sur l'analyse des mouvements cycliques, en particulier la marche ou le pédalage. D'autres types de diagrammes sont parfois utilisés, par exemple les diagrammes moment-angles [98].

Les angles de phase et les angles de couplage ont été évoqués comme descripteurs primaires de portraits de phase et des cyclogrammes, respectivement. De nombreux autres descripteurs existent, par exemple ceux décrits dans la littérature portant sur l'analyse des formes. On peut citer par exemple :

- des descripteurs « ponctuels » (le diagramme est réduit à *une* caractéristique) : la po-

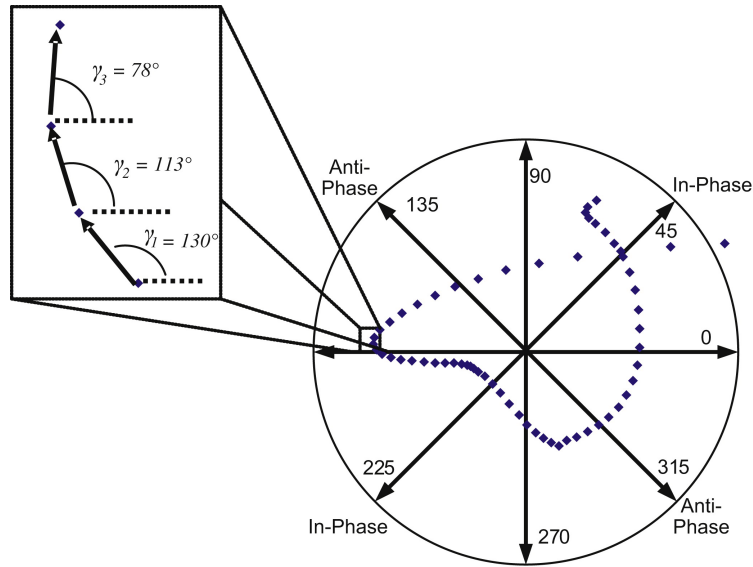


Fig. 2.7 Angle de couplage d'un cyclogramme - tiré de [96].

- sition de son centroïde (centre de gravité), l'inclinaison de son axe principal d'inertie, son excentricité, son périmètre, sa surface ou un moment d'ordre supérieur [94] ;
- des descripteurs « 1D » (le diagramme est caractérisé par une courbe déduite de chacun de ses points) : la courbe de l'angle de phase (cf. figure 2.5), de l'angle de couplage, de la distance au centroïde (cf. figure 2.8), de l'aire au centroïde, de la courbure ou de la torsion [99], etc.

L'intérêt de ces descripteurs réside dans leurs propriétés d'invariance selon différentes

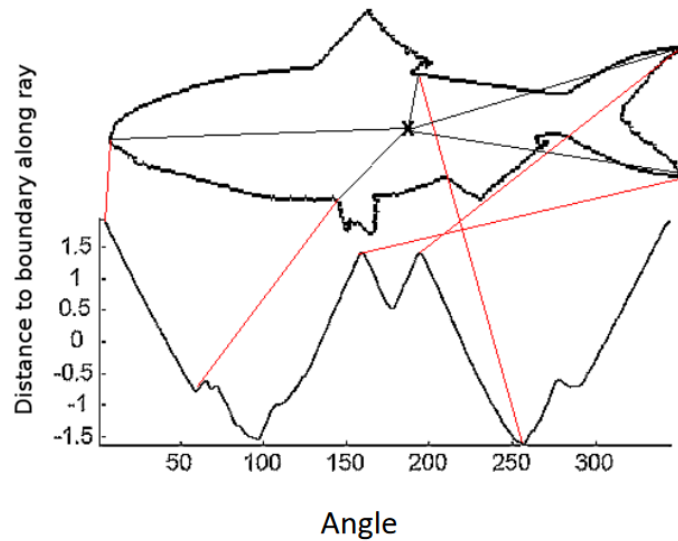


Fig. 2.8 Fonction de la distance au centroïde - tiré de [100]

transformations des trajectoires : transformations rigides (rotations, translations), affines (homothéties), projections, occultations ou encore vitesse de parcours des trajectoires. Ces descripteurs peuvent à leur tour faire l'objet d'une analyse plus complexe. Par exemple, Di Berardino et al. ont analysé l'évolution des caractéristiques de portraits de phase de cycles successifs : longueur de la trajectoire des positions successives, aire de l'ellipse les contenant, « complexité » du chaque cycle<sup>6</sup>, etc. [101].

#### 2.2.2.4 Réduction de dimensionnalité

Les données de mouvement sont généralement très volumineuses (nombre d'échantillons) et multivariées (nombre de signaux enregistrés). Il est souvent nécessaire d'identifier et de hiérarchiser les caractéristiques générales du mouvement, notamment pour mettre en évidence des coordinations. Les méthodes suivantes peuvent être mises en œuvre pour cela.

#### Analyse en composantes principales

L'analyse en composantes principales (ACP) est une méthode d'analyse multivariée : elle vise à déterminer une transformation linéaire permettant d'exprimer un grand nombre de variables, liées entre elles, sous la forme de nouvelles variables, décorréelées, afin de mieux identifier leurs propriétés et leurs caractéristiques, et ne garder finalement que celles utiles à l'interprétation ou l'exploitation envisagées. Le principe de la méthode est rappelé dans l'annexe A.

Daffertshofer et al. soulignent l'intérêt de l'ACP pour le traitement de données cinématiques ou EMG [102] : un jeu de données  $S$  constitué de  $p$  signaux observés à  $n$  instants peut être transformé, par combinaison linéaire, en  $p$  facteurs, également appelés modes, notés  $\zeta_j$ . Les modes sont décorréelés les uns des autres et peuvent être ordonnés selon la part de l'information originelle qu'ils contiennent.

Si les signaux analysés par ACP ne sont pas homogènes (des angles, des temps, des forces), l'interprétation des modes peut être délicate. Si les signaux sont homogènes, l'ACP permet au moins d'identifier les signaux corrélés entre eux. La figure 2.9 illustre la mise en œuvre de l'ACP sur les angles articulaires du tronc et du membre supérieur pour un cycle de pointage alternatif enregistré expérimentalement (cf. section 5.1).

L'ACP permet ainsi une réduction de la dimensionnalité des données : en sélectionnant quelques modes qui portent l'essentiel de la variance, on peut mettre en évidence les caractéristiques générales du mouvement [102, 79, 103]. Par exemple, le premier mode du mouvement expérimental de pointage présenté à la figure 2.9.c (en bleu) met en évidence l'allure sinusoïdale d'une tâche répétitive de pointage (tandis que les modes suivants présentent une dynamique de valeurs bien plus étroite, voire quasiment aplatie). La sélection d'un nombre limité de modes permet également de construire un signal filtré (passe-bas ou passe-haut) : Kukke et al. ont appliqué un tel filtrage pour faire l'analyse temporelle des

---

6. définie à partir de la transformée de Fourier de la forme du diagramme de phase.

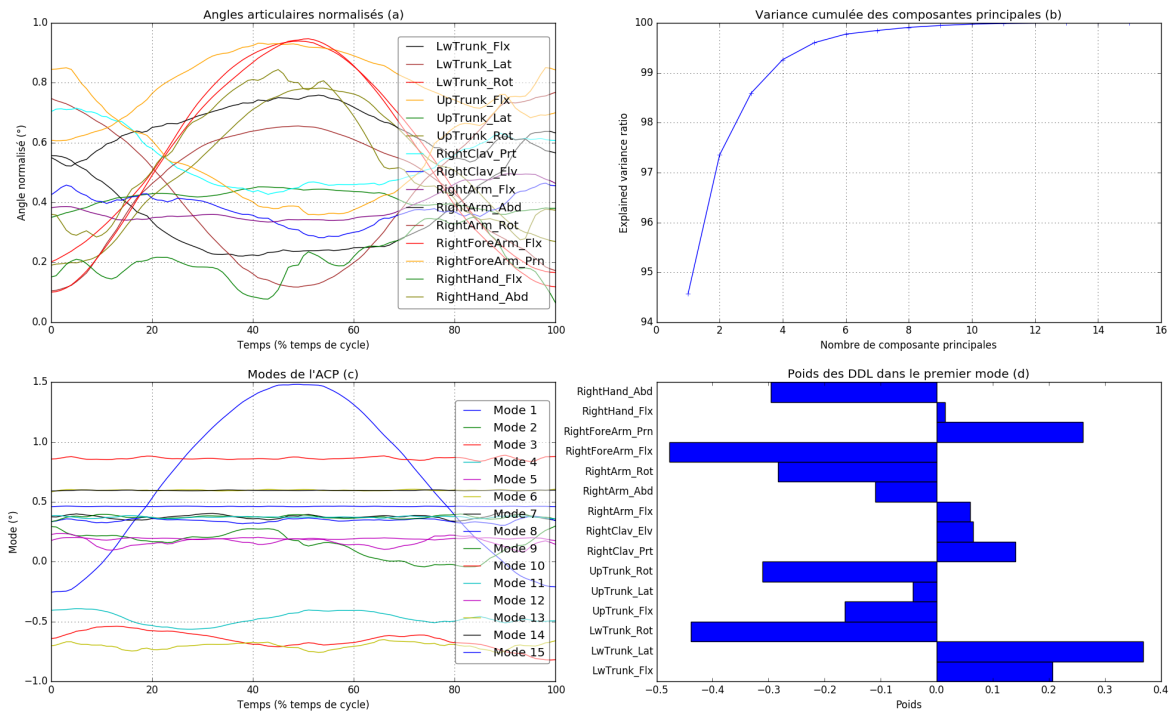


Fig. 2.9 Mise en œuvre de l'ACP sur des données de mouvement répétitif de pointage (cf. chapitre 5). (a) Évolution des coordonnées articulaires normalisées pour les 15 DDL du tronc et du membre supérieur droit pendant un cycle de pointage ; (b) Variance cumulée des modes de l'ACP ; (c) Parmi tous les modes de l'ACP, le premier capture plus de 94% de l'information et rend compte des caractéristiques du mouvement ; (d) Les poids de chaque DDL dans la combinaison linéaire définissant le premier mode. On visualise aisément les DDL en corrélation ainsi que les DDL plus fortement exprimés dans ce mode.

coordinations inter-articulaires lors d'une activité répétitive associant une phase d'atteinte et une phase de saisie [104].

### Autres techniques de réduction de dimensionnalité

Il existe d'autres techniques de réduction de dimensionnalité comparables à l'ACP. Par exemple, l'Analyse en Composantes Indépendantes (ACI) utilise une décomposition par des vecteurs qui ne sont plus orthogonaux mais statistiquement indépendants. L'ACI peut être appliquée à des données cinématiques [105, 106] ou EMG [107]. L'analyse factorielle cherche également à identifier, par combinaison linéaire des signaux observés, des « facteurs latents » expliquant tout ou partie de l'information contenue dans les données initiales. Appliquée à des descripteurs EMG lors d'une activité de pose d'inserts, l'analyse factorielle a révélé certains synergies musculaires [85]. La Factorisation par Matrices Non Négatives (NNMF) est une autre technique de réduction de données. Elle consiste également à trouver des « facteurs latents » dont le nombre peut être choisi arbitrairement. L'interprétation des facteurs latents est plus simple que pour l'ACP ou l'ACI puisque les contributions des facteurs latents sont additives. En contrepartie, la décomposition n'est pas unique, les facteurs ne

sont pas hiérarchisés et ne sont pas forcément indépendants. Pour l'analyse de mouvement, la NNMF est plutôt utilisée sur des données d'enveloppe EMG<sup>7</sup>, permettant d'identifier l'évolution de synergies et de coordinations [108, 109].

### 2.2.3 Analyse non-linéaire et systèmes dynamiques

La théorie des systèmes dynamiques et des outils d'analyse non linéaire ont été utilisés pour identifier une éventuelle *structure* du mouvement, c'est à dire déterminer des caractéristiques liées à sa *prédictibilité* (processus déterministe ou aléatoire) ou sa complexité (processus chaotique) [54]. Ces caractéristiques peuvent en effet apporter un éclairage sur les processus à l'œuvre pour le contrôle du mouvement, donc sa variabilité.

#### 2.2.3.1 Prédictibilité et corrélations temporelles : exemple de la Detrended Fluctuation Analysis (DFA)

La DFA est décrite par Peng et al. [110]. Elle cherche à mettre en évidence les propriétés fractales de séries temporelles issues de signaux physiologiques non stationnaires, c'est à dire des comportements éventuellement dépendants de l'échelle d'observation. Elle permet d'identifier des différences de comportements selon l'échelle de temps, et donc de déterminer des types de contrôle (existence et rapidité d'un processus de correction).

Le principe de la DFA est le suivant : le signal brut  $x_{i \in [1, N]}$  est intégré pour former le signal  $y_{i \in [1, N]}$ . Celui-ci est découpé en  $p$  séquences successives  $s_{j \in [1, p]}$  contenant  $n$  échantillons (la dernière séquence est incomplète si  $N > n.p$ ). Sur chaque séquence  $s_j$ , on calcule  $\hat{y}_{j, n}$  l'approximation linéaire<sup>8</sup> de  $y$ . La fluctuation moyenne  $F(n)$  est définie par :

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N [y(k) - \hat{y}_{j, n}(k)]^2} \quad (2.10)$$

Le calcul est réitéré pour différentes valeurs de  $n$ . Si le signal est de nature fractale, la fluctuation  $F$  suit une loi de puissance :  $F(n) \sim n^\alpha$ . En tracé log-log, la représentation de  $F(n)$  est donc une droite de pente  $\alpha$  (cf. figure 2.10). La valeur de  $\alpha$  caractérise différents types de comportements :

- $0 < \alpha < 1/2$  : anti-corrélation entre valeurs successives ;
- $\alpha = 1/2$  : bruit blanc (décorrélacion entre valeurs successives) ;
- $1/2 < \alpha < 1$  : corrélation entre valeurs successives ;
- $\alpha = 1$  : bruit rose (dont la densité spectrale  $S$  est telle que  $S(f) \sim 1/f$ ) ;
- $1 < \alpha < 3/2$  : comportement non stationnaire ou marche aléatoire.

La littérature montre que le type de fluctuations  $\alpha \sim 1$  (bruit rose) apparaît très souvent dans l'analyse du mouvement lors de l'exécution d'un tâche répétitive dans des conditions

7. toujours positives, ce qui n'est *a priori* pas le cas de données cinématiques.

8. ou polynomiale, selon les besoins de l'analyse considérée.



stables pour une longue période [55]. Une relation peut-être établie entre  $\alpha$  et d'autres descripteurs tels que les indices de Lyapunov, exposants de Hurst ou Dimension Fractale (FD) [111].

La littérature présente des applications à des données temporelles (rythme cardiaque, durée de pas), cinématiques (longueur de pas) ou dynamiques (centre de pression et forces d'impact au sol pendant la marche [112]). La DFA permet ainsi de réaliser des classifications (sujets sains ou présentant une pathologie [113], sujets expérimentés ou non [114]). La DFA peut être étendue à des phénomènes d'interaction et de couplage [115].

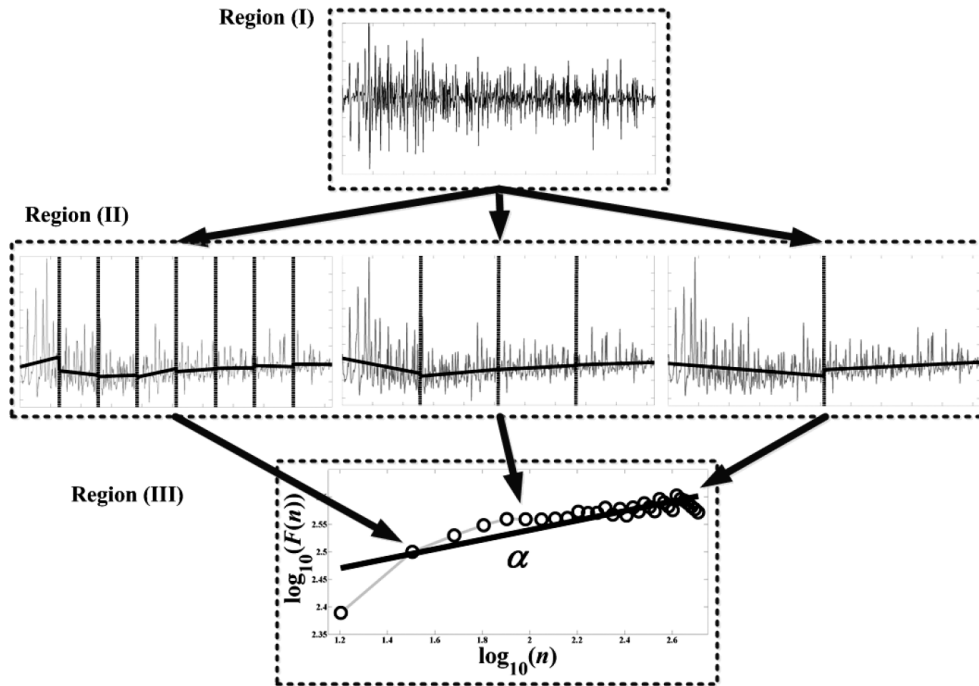


Fig. 2.10 Principe de la DFA appliquée à un signal EMG - tiré de [111].

(I) : le signal EMG brut ; (II) : les tendances du signal EMG intégré pour 3 tailles de découpage  $n \in [2,4,8]$  (III) : le tracé de la fonction de fluctuation  $F(n)$  en échelle log-log.

### 2.2.3.2 Ordre et complexité : calculs d'entropie

De manière générale, l'entropie caractérise le degré d'organisation et de régularité d'un système. Différents calculs de l'entropie sont définis selon le domaine considéré : thermodynamique physique, théorie de l'information, théorie des systèmes dynamiques. Pour ces deux derniers domaines, la notion d'entropie peut être abordée à partir de la quantité d'information contenue dans un signal  $y$  décrivant le système. Soit  $y_{i \in [1, N]}$  une série temporelle discrète issue de  $y$  et  $p$  la densité de probabilité associée. L'entropie de Shannon  $ShanEn$  est définie comme l'espérance mathématique de la quantité d'information contenue dans  $y$  :

$$ShanEn(y) = -E[\log_2 p(y)] = -\sum_{i=1}^N p_i \log_2 p_i \quad (2.11)$$

Pour des volumes importants de données expérimentales bruitées, Pincus a défini l'entropie approximée  $AppEn$  à partir de deux paramètres  $m$  et  $\epsilon$  [116]. La série initiale  $y$  est découpée en séquences  $u_j = y_{i \in [j, j+m]}$  de taille  $m \in \mathbb{N}$ . Pour chaque instant  $i \in [1, N - m + 1]$ , on calcule  $C_i^m(\epsilon)$  le nombre de séquences *similaires* à  $u_i$ , c'est à dire contenue dans un voisinage de taille  $\epsilon$  centré sur  $u_i$ . L'entropie approximée  $AppEn(y, m, r)$  exprime la vraisemblance que deux séquences successives se ressemblent. Elle est calculée selon l'équation (2.12). Plus  $AppEn(y, m, r)$  est faible, plus le signal initial est régulier et prédictible.

$$\Phi^m(\epsilon) = \frac{\sum_{i=1}^{N-m+1} \log(C_i^m(\epsilon))}{N - m + 1} \quad (2.12)$$

$$AppEn = \Phi^m(\epsilon) - \Phi^{m+1}(\epsilon) \quad (2.13)$$

L'entropie approximée  $AppEn$  a initialement été appliquée à des signaux physiologiques (activité cérébrale - EEG, activité cardiaque - EMG). Il a été montré qu'elle peut être biaisée sous certaines conditions. La sample entropy  $SampEn$  a été définie par Richman et al. pour compenser ces biais [117]. Elle repose sur la probabilité que si deux séquences  $y_i^m$  et  $y_j^m$  sont similaires, alors  $y_i^{m+1}$  et  $y_j^{m+1}$  le sont aussi. D'autres variantes ont été proposées dans la littérature : Permutation Entropy (PE), Symbolic Entropy (SymEn), Log Energy Entropy (LogEn) [118, 119].

Srinivasan et Matthiassen citent plusieurs études exploitant  $AppEn$  et  $SampEn$  dans les domaines du contrôle moteur, du mouvement sportif et au poste de travail [78]. Appliquées à des données EMG, cinétiques ou cinématiques, elles permettent de discriminer des sujets sains ou pathologiques, jeunes ou âgés, la présence de douleur ou d'inconfort.

### 2.2.3.3 Recurrence Quantification Analysis (RQA)

L'analyse par quantification des récurrences est une technique non linéaire permettant d'identifier des corrélations et des motifs répétitifs, même faibles, dans la structure d'un signal. Elle s'applique à des données même irrégulières et non stationnaires. Elle fournit différents descripteurs pouvant renseigner sur le déterminisme et la complexité du signal, et permet même d'identifier les interactions entre deux systèmes dynamiques [120].

La RQA est basée sur l'analyse de cartes de récurrence (Recurrence Plots). Soit un signal  $y$  constitué de  $N$  échantillons. Sa carte de récurrence est construite de manière binaire, selon un paramètre  $\epsilon$ . Soient  $y_{i \in [1, N]}$  et  $y_{j \in [1, N]}$  deux échantillons du signal  $y$ . Si  $\|y_i - y_j\| \leq \epsilon$ , alors le point  $X(i, j)$  de la carte est un point de récurrence (RP) : les deux échantillons  $y_i$  et  $y_j$  « se ressemblent ». Sinon le point  $X(i, j)$  n'est pas tracé. La construction de la carte dépend donc de la taille du voisinage  $\epsilon$  choisie : si  $\epsilon$  est trop élevé, tous les points de la carte sont tracés ; si  $\epsilon$  est trop faible, aucun point n'est tracé. La littérature propose de choisir  $\epsilon$  de sorte que le nombre  $p$  de RP soit compris entre 0.1 et 2% de la taille de la carte, soit  $N^2$ .

Par symétrie des indices  $i$  et  $j$ , le RP est symétrique par rapport à la diagonale principale. La figure 2.11 présente les RP de trois types de signaux : l'un périodique, le deuxième chaotique, le troisième aléatoire. Le caractère déterministe ou aléatoire du signal  $y$  peut être

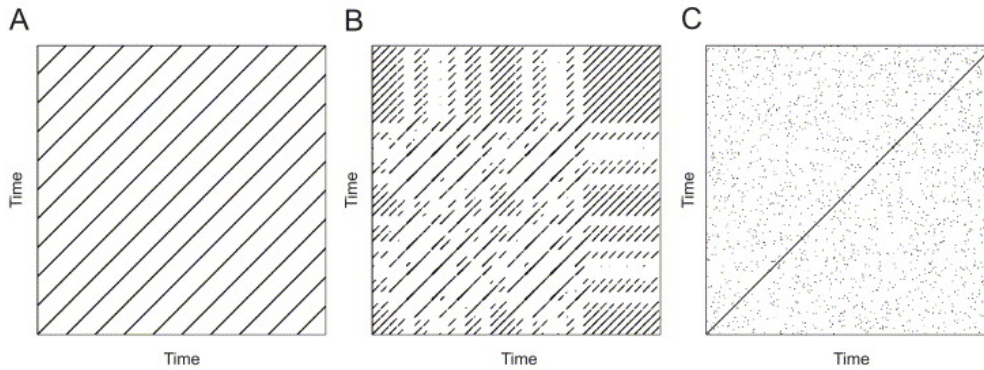


Fig. 2.11 Graphique de récurrence - tiré de Marwan2007  
 (A) Signal périodique, (B) signal chaotique (C) signal aléatoire (distribution uniforme)

quantifié par différentes propriétés géométriques du RP, en particulier le nombre de segments parallèles à la diagonale principale et la longueur de ces segments. D'autre part, les lignes verticales du RP renseignent sur l'espace des phases du système<sup>9</sup>. La densité locale des points peut également caractériser la complexité du signal au cours du temps (information mutuelle, entropie). Les principaux descripteurs issus de la RQA sont le pourcentage de structures récurrentes  $\%REC$  et le pourcentage de déterminisme  $\%DET$  : le premier indique le « degré de ressemblance » du signal avec un signal purement aléatoire, le second « niveau » de déterminisme.

La RQA semble donc être un outil puissant et généraliste de l'analyse de systèmes dynamiques, à ce jour plutôt mis en œuvre dans le domaine du contrôle moteur ou de la physiologie musculaire que dans le domaine de l'analyse du mouvement au poste de travail.

## 2.2.4 Autres descripteurs

### 2.2.4.1 Analyse de séries temporelles : auto-régressions et moyennes glissantes

Les descripteurs du mouvement évoqués précédemment portent implicitement sur l'analyse de signaux dépendant du temps :  $y = f(t)$ . Un autre type d'analyse de série temporelle a été formalisé par Box et Jenkins [121]. Il s'agit alors de caractériser le signal à un instant  $t$  en fonction des valeurs précédemment observées :  $y_t = f(y_{t-1}, y_{t-2}, \dots)$ . Les modèles ARMA (AutoRegressive – Moving Average) cherchent ainsi à prédire l'évolution d'une série temporelle à partir de termes auto-régressifs (AR) et de termes en moyenne mobile (Moving Average, MA). Ce type d'analyse a initialement été appliqué à des données économétriques.

La signification des termes AR et MA est la suivante :

**Modèle auto-régressif d'ordre  $p$**  : il décrit un signal dont la valeur prédite  $\hat{y}$  dépend des  $p$  valeurs précédentes, plus un terme aléatoire :  $\hat{y}_t = \sum_{k=1}^p \alpha_k y_{t-k} + \epsilon_t$ .

9. la théorie des systèmes dynamiques montre que l'espace des phases peut être reconstruit à partir des valeurs de la série temporelle ( $y_k$ ), par exemple par la méthode du plongement par délai (embedding delay method).

**Modèle à moyenne mobile d'ordre  $q$**  : il décrit un signal présentant des fluctuations aléatoires autour d'une moyenne. La prédiction  $\hat{y}$  est construite à partir de la valeur moyenne supposée, d'un terme aléatoire et d'une combinaison linéaire des  $q$  termes aléatoires précédents :  $\hat{y}_t = \mu + \epsilon_t + \sum_{k=1}^q \epsilon_{t-k}$

Pour une présentation pratique des modèles ARMA, voir [122].

Ce type d'analyse nécessite que la série étudiée soit stationnaire (sa moyenne, sa variance et sa covariance ne dépendent pas du temps) : on applique au besoin des transformations au signal de base (transformation logarithmique ou exponentielle) pour entrer dans ce cadre. Si le signal n'est pas stationnaire mais évolue lentement, on peut chercher à le différencier, et étudier le signal  $z_t$  déduit du signal de base  $y_t$  par différences successives :  $z_t = y_t - y_{t-1}$ . Des critères d'auto-corrélations permettent d'identifier le niveau de différenciation nécessaire pour rendre un série stationnaire. Le modèle général pour ce type d'analyse est le modèle ARIMA d'ordre  $(p,d,q)$  ( $p$ ,  $d$  et  $q$  entiers). Les signaux présentant une saisonnalité peuvent être bien identifiés et caractérisés par ce type de modèle [122]. Pour le cas de données non scalaires mais à  $N$  dimensions, les modèle VAR (Vector Auto Regressive) peuvent être appliqués [123]. Dans le cas où la variance de la série dépend du temps, les modèles ARCH (Auto Regressive Conditional Heteroscedasticity) peuvent être utilisés [124].

L'utilisation de modèles ARMA pour la classification de données EMG est établie par la littérature [125]. Ce type de modèle semble moins utilisé dans le cas de données cinématiques, mais des travaux concernant la marche et la course ont tout de même été identifiés [126, 127], la perspective de ces travaux étant plutôt celle de l'analyse du contrôle moteur et des systèmes dynamiques.

#### 2.2.4.2 Analyse dans le domaine fréquentiel

La VM impliquant l'évolution temporelle des caractéristiques de mouvements cycliques, il est théoriquement possible de l'étudier à l'aide d'outils d'analyse spectrale tels que les transformées de Fourier et traitements apparentés. En pratique, la littérature dans le domaine de la VM présente peu de cas d'application à des signaux cinématiques ou cinétiques, même si on retrouve fréquemment une analyse de Fourier des signaux EMG dans l'analyse de tâches impliquant un phénomène de fatigue musculaire (cf. section 2.3). Cependant, ce type d'analyse ne contribue alors pas directement à l'analyse de la VM : il s'agit plutôt de mettre en évidence le phénomène de fatigue lui-même, qui modifie les propriétés spectrales du signal EMG. Les traitements de type transformée de Fourier à court terme (Short-Time Fourier Transform - STFT)[128] ou transformée en ondelette discrète (Discrete Wavelet Transform - DWT)[129] sont adaptés à cet usage. Néanmoins, les contraintes liées aux transformations de Fourier (stationnarité) et la sensibilité au choix de l'ondelette font que ces traitements sont plus rarement appliqués à la VM que d'autres techniques telles que la DFA, déjà évoquée. Les outils d'analyse spectrale ne sont donc pas approfondis ici, mais abordés plus en détail au chapitre 3, en lien avec le phénomène de fatigue musculaire.

## 2.3 Variabilité du mouvement induite par la fatigue musculaire lors de tâches répétitives dynamiques du membre supérieur

La fatigue musculaire induit une réduction des capacités de production de force et de mouvement (cf. chapitre 3). Pour maintenir la bonne réalisation d'une tâche répétitive, le système locomoteur doit donc adapter son activité à cette réduction des performances. Cette adaptation se manifeste par l'apparition d'une VM dont le concepteur d'un équipement de travail devrait tenir compte lors de son estimation des risques. Cette section présente succinctement quelques uns des effets identifiés de la fatigue musculaire sur la VM du membre supérieur lors de tâches dynamiques répétitives, effets susceptibles d'être observés en situation de travail.

### 2.3.1 Tâche de lancer d'une balle

Cette tâche n'est pas représentative d'une activité professionnelle, mais les adaptations observées peuvent éventuellement s'appliquer à des mouvements de travail s'effectuant au niveau ou au dessus de l'épaule et exigeant une certaine précision. Elle a été réalisée par des sportifs experts (handball). En position assise, les sujets ont effectué 90 lancers d'une balle sur trois cibles placées à différentes hauteurs à une distance de 2,5 m devant eux (cf. figure 2.12), soit 30 lancers par cibles, dans un ordre aléatoire. Deux modalités ont été étudiées : sans fatigue ou après atteinte d'un seuil de fatigue fixé des muscles impliqués dans la phase finale de lancer (*extensor digitorum communis* et *flexor digitorum superficialis*) [130]. La performance est affectée : le nombre de lancers réussis diminue en condition de fatigue [130], de même que le temps de réaction entre la désignation de la cible et le déclenchement du lancer. Cette perte de performance est concomitante à une modification du type de contrôle : sans fatigue, les mouvements du coude et de la main sont coordonnés suivant le principe de « sommation des vitesses ». En condition de fatigue, le mouvement du membre supérieur se rigidifie et ce principe n'est plus respecté. Ce changement de contrôle semble indiquer que le SNC recourt à un modèle interne direct tenant compte de la fatigue pour adapter le contrôle du mouvement en fonction : la stratégie d'adaptation change selon que la fatigue survient de manière fonctionnelle ou artificielle [131] ; elle change également selon la localisation distale ou proximale des muscles fatigués [132].

### 2.3.2 Tâche de sciage

Gates et Dingwell ont étudié un mouvement alternatif assimilable à une tâche de pointage : en position assise, les sujets déplacent un mobile pesant selon un mouvement alternatif dans la direction antéro-postérieure (cf. figure 2.13) en suivant la consigne temporelle donnée par un métronome, jusqu'à épuisement.

Dans une première expérimentation, Gates et Dingwell ont comparé la coordination du mouvement (distance parcourue et vitesses du mobile déplacé) avant et après fatigue [74]. Dans une deuxième expérimentation, ils ont analysé en continu les postures et la variabilité cinématique du membre supérieur, pour deux hauteurs de sciage différentes [83].

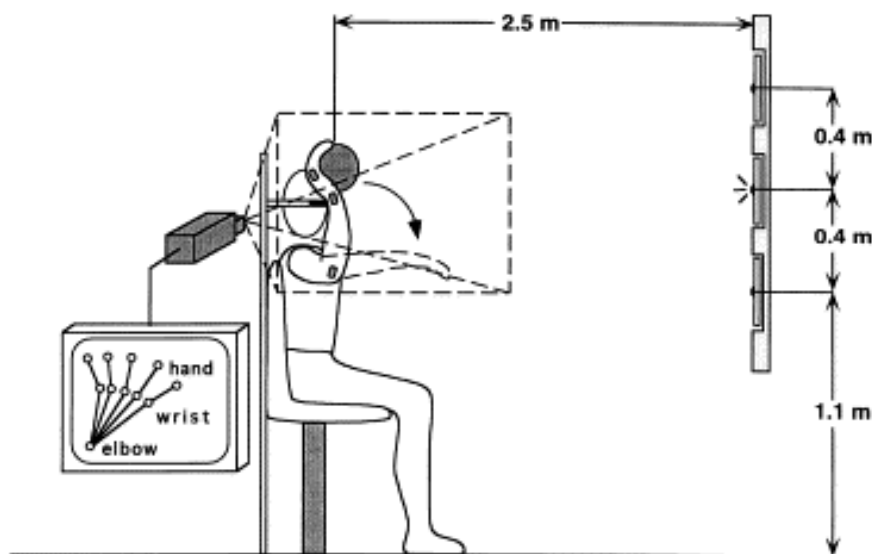


Fig. 2.12 *Expérience de lancer avec fatigue - tiré de [130]*

D'après la première étude, la fatigue n'a pas d'effet ou très peu sur la performance de la tâche. Ce résultat rejoint les observations de Côté et al. portant sur une tâche de sciage en position debout [133] : les caractéristiques de la trajectoire de l'outil sont maintenues malgré la fatigue. En revanche, en modalité « fatigué », une diminution de la valeur de persistance temporelle du mouvement (coefficient  $\alpha$  issu de la DFA) est observée, indiquant une modification du contrôle du mouvement. Quant à la deuxième, elle a révélé une modification significative des postures avec la survenue de la fatigue (selon les sujets : augmentation de la hauteur de l'épaule, réduction de l'angle d'abduction du bras, augmentation de l'angle de rotation interne du bras), une augmentation de la VM (écarts-type des angles articulaires), une modification des temps de cycle mais pas de modification de la stabilité du mouvement. Ces effets ont été plus marqués en position haute, la plus fatigante. Ces effets sur la posture globale ont également été observés par Côté et al. [133].

### 2.3.3 Tâche répétitive de pointage avec fatigue

Plusieurs modalités d'une tâche répétitive de pointage avec fatigue ont été étudiées par l'équipe de J. Côté [134, 135, 136, 137, 138, 139, 140]. En position debout, les sujets pointent alternativement deux cibles placées devant eux à 30% et 100% de la longueur du bras tendu selon la direction antéro-postérieure, à hauteur de l'épaule (cf. figure 2.14). La cadence de la tâche est fixée par un métronome et les sujets ont pour consigne de maintenir le coude à la hauteur de l'épaule.

Dans la modalité initiale, une adaptation de la posture et du mouvement a été observée entre les conditions « non fatigué » et « fatigué », visant à réduire les sollicitations de l'épaule : l'altitude de l'épaule a augmenté ( $11.7 \pm 10.5$  mm), le corps a été globalement décalé du côté opposé à l'effecteur et le tronc a été plus mobilisé pour compenser une diminution de

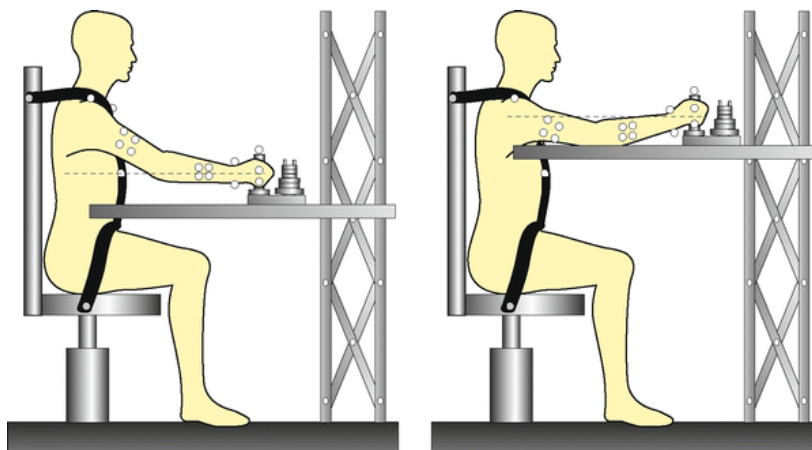


Fig. 2.13 *Expérience de sciage avec fatigue - tiré de [74]*

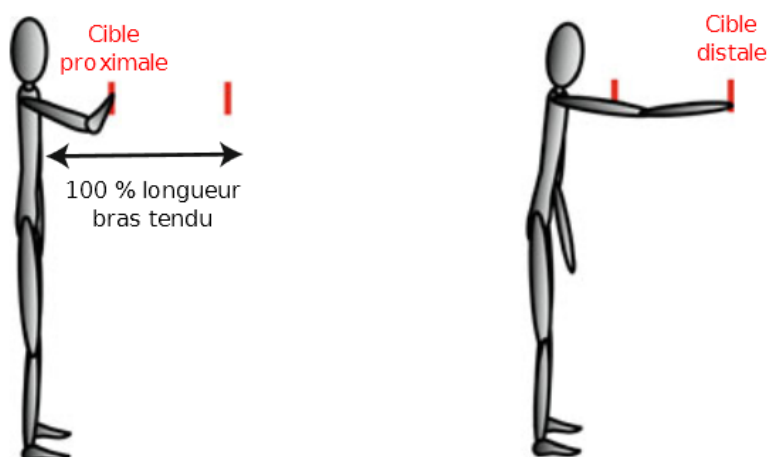


Fig. 2.14 *Tâche répétitive de pointage - adapté de [136]*

l'angle d'abduction du bras ( $8.3 \pm 4.4^\circ$ ) [134]. La coordination épaule-coude, évaluée par la CRP, est modifiée<sup>10</sup> [140]. Une stratégie similaire est observée en présence de douleurs chroniques au niveau du cou et de l'épaule, semblant favoriser une stabilisation du bras [135]. Ce type d'adaptation à la fatigue semble suivre un contrôle indépendant de celui de l'équilibre postural [139].

Une campagne expérimentale complémentaire a été menée en vue de l'analyse de l'évolution de la VM selon la survenue de la fatigue [136], mais seulement de manière discrète (les premiers mouvements de chaque minute) et uniquement pour le mouvement de la cible proximale vers la cible distale. Différents descripteurs ont été définis :

- cinématique : coordonnées cartésiennes (position du centre de masse, de l'épaule, du code, de l'effecteur terminal) ou articulaire (abduction de l'épaule) ;
- coordination inter-segmentaire : les instants d'occurrence du pic de vitesse des descrip-

10. uniquement la partie cible proximale → cible distale a été étudiée.

- teurs cinématiques précédents ;
- cinétique : position de centre de pression ;
- activité musculaire : amplitude de l'activité électrique du muscle *trapezius pars descendens*.

Des transitions dans l'évolution de ces descripteurs ont été identifiées autour de la moitié du temps d'épuisement (de 43% à 65% selon les descripteurs) à partir d'un critère statistique (instant où le signal dépasse l'intervalle de confiance à 95% de sa distribution en condition « non fatigué »). Avec la survenue de la fatigue, la coordination inter-segmentaire devient plus représentative d'un contrôle « en bloc », plus rigide, en cohérence avec les observations de Forestier [130] (cf. section 2.3.1).

Une autre campagne expérimentale a été menée en vue de l'analyse de la proprioception avec la fatigue [137]. Avant et après la tâche répétitive de pointage menée jusqu'à l'épuisement, les sujets ont effectué deux tâches proprioceptives, l'une en posture (abduction de l'épaule, mono-articulaire), l'autre en position (pointage sans contact, multi-articulaire), les deux sans information visuelle. En présence de fatigue, la tâche de posture est perturbée (+1,3 cm d'erreur) mais pas la tâche de position (même si les sujets ont tendance pointer à une altitude inférieure à celle de la cible). Bien que la fatigue musculaire puisse modifier la perception de la posture à un niveau local, le SNC parvient à compenser ces erreurs au niveau du membre supérieur.

### 2.3.4 Tâche de boulonnage

Cowley et Gates ont décrit les effets de la fatigue musculaire sur la VM pour une tâche *intermittente* de boulonnage [141, 103]. Les sujets, en position debout, exécutent une tâche de serrage d'un boulon à l'aide d'une clé (cf. figure 2.15). La cadence de la tâche est imposée par un métronome.

Une première analyse des données expérimentales porte sur la comparaison avant / après fatigue [141]. Si la fatigue est proximale (épaule), une stratégie d'adaptation posturale est observée (inclinaison du tronc vers la gauche de 7°, réduction de l'angle d'élévation humérale 11°, augmentation de la flexion du coude 4°), comparable aux observations de Côté et al. (cf. paragraphe 2.3.3). Si la fatigue est distale (poignet), l'adaptation de posture est présente mais atténuée, et la cinématique du mouvement de l'effecteur est modifiée (augmentation de la vitesse de rotation de 17°/s, instant d'occurrence de la flexion du poignet plus précoce). Dans les deux modalités de fatigue, la diversité de la VM, évaluée par les écarts-types des angles articulaires considérés, augmente au niveau proximal mais pas au niveau distal. Ce résultat est en cohérence avec les observations précédemment évoquées : la performance de la tâche est globalement maintenue malgré la survenue de la fatigue.

Une seconde analyse des données expérimentales a concerné l'évolution des coordinations inter-articulaires avec la survenue de la fatigue (analyse des phases intermittentes de boulonnage) [103]. Les descripteurs étudiés étaient issus d'une analyse en composante principale des angles articulaires : part de variance expliquée par les 4 premiers modes de l'ACP et l'évolution de leur forme. La survenue de la fatigue induit une diminution du niveau des coordinations inter-articulaires, avec adoption d'un mouvement plus rigide. Les coordinations



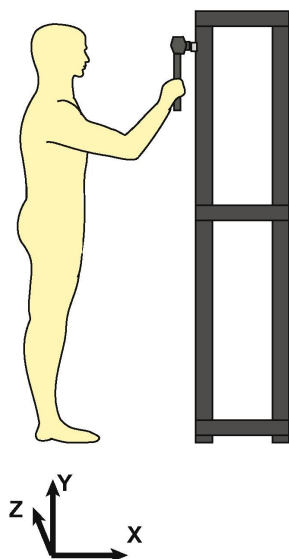


Fig. 2.15 Tâche de boulonnage avec fatigue - tiré de [141].

sont restaurées si la tâche induisant la fatigue entre des phases de boulonnage est supprimée.

## 2.4 Choix de descripteurs pour l'analyse de la variabilité du mouvement induite par la fatigue expérimentale ou en simulation

### 2.4.1 Choix de l'activité étudiée

Pour la suite des travaux, une tâche répétitive de pointage proche de celle étudiée par l'équipe de J. Côté (voir section 2.3.3) a été retenue comme tâche de référence expérimentale et en simulation. Ce choix est motivé par la richesse des observations expérimentales disponibles et sa mise en œuvre expérimentale raisonnablement accessible. Cette activité et le protocole expérimental sont décrits en détail au chapitre 5.

### 2.4.2 Choix des signaux étudiés

La section 2.3 a présenté différents effets de la fatigue musculaire identifiés lors de l'exécution de tâches répétitives du membre supérieur :

- Cinématique : ajustements de posture du tronc et du membre supérieur ; modifications de l'étendue des positions, des vitesses ou des accélérations cartésiennes et articulaires ;
- Coordination : évolution des coordinations intra- ou inter-segmentaires mettant en évidence une rigidité accrue du membre supérieur (mouvement « en bloc ») ;
- Force motrice : en lien avec les coordinations : transfert de l'activité motrice d'un segment corporel vers un autre ; adaptations des co-activations musculaires ;

- Performance : perte de précision possible de la perception (et donc du suivi) des consignes de posture, de trajectoire et de cadence ; diminution du taux de réussite de la tâche ;
- Perception de l'effort : forte augmentation de l'effort perçu avec la fatigue (selon l'échelle RPE de Borg, niveau supérieur à 8).

L'étude de la VM en vue d'une conception ergonomique des postes de travail doit tenir compte de ces effets, notamment du fait que la modification des postures et des trajectoires induite par la fatigue musculaire peut modifier l'estimation des risques à court terme (collision avec l'environnement, tâche impossible à maintenir dans un environnement contraint) et à long terme (inclinaison latérale du tronc pouvant induire des douleurs lombaires, voire des TMS). Selon cette perspective, l'étude des données cinématiques (trajectoires, coordinations) est essentielle. D'autre part, la VM peut modifier la performance des opérateurs (aptitude à suivre les consignes de temps, à maintenir la précision des mouvements) : la dimension temporelle (instant d'occurrence d'une adaptation du mouvement étudié) est donc également nécessaire.

Il est à noter que, parmi les études présentées dans la section précédente, seules deux incluent une étude des variations temporelles de la VM, mais seulement en mode « discret » : l'analyse ne porte que sur les premiers cycles de chaque minute. De plus, une seule de ces deux études porte sur une tâche continue (non intermittente), et elle ne retient que la phase aller du mouvement de pointage alternatif. L'apport de connaissances concernant l'évolution temporelle de la VM en continu (apparition, transitions entre stratégies éventuelles) semble donc souhaitable, mais la littérature spécifique à la variabilité de mouvement n'en décrit pas à ce jour. La littérature dans les domaines de la classification et de la reconnaissance de forme comporte des descripteurs et méthodes potentiellement utiles dans cette perspective.

Pour faciliter une étude en continue des variations de la VM, les données sont découpées par cycle de pointage (phase aller *et* phase retour). Les signaux choisis sont :

- la cinématique du mouvement (temps, positions et vitesses cartésiennes et articulaires) pour l'analyse de postures, des coordinations et de la performance ;
- des signaux EMG et des mesures de force maximale volontaire pour caractériser la survenue de la fatigue et si possible des transferts d'effort ;
- perception de l'effort quantifier la survenue de la fatigue.

### 2.4.3 Choix des descripteurs et traitements retenus

L'éventail des descripteurs potentiels de la VM est large. Les articles présentés dans la section 2.3 exploitent une partie des descripteurs de VM évoqués à la section 2.2, mais aucun consensus ne se dégage quant aux descripteurs adaptés à l'étude de la VM induite par la fatigue musculaire. Abel et al. proposent trois critères qu'un descripteur de VM doit respecter [142] :

- être applicable à tout mouvement répétitif ou cyclique, quelle qu'en soit la complexité ;
- être représentatif de la variabilité telle que la perçoit un expert ;
- être aisément compréhensible.

Dans le cadre de ces travaux de thèse, la simulation de l'activité au poste de travail doit

restituer les postures et la cinématique de l'opérateur en vue de l'évaluation aussi fidèle que possible des facteurs de risques biomécaniques. De plus, les coordinations observées expérimentalement doivent pouvoir être identifiées pour être intégrées au contrôle du mouvement simulé et conduire à une activité représentative du comportement de l'opérateur. Pour autant, la prise en compte des propriétés structurelles de la VM (déterminisme, complexité) ne sont *a priori* pas nécessaires pour une simulation par HV. Parmi les différentes familles de descripteurs de la VM décrits précédemment, les suivants ont donc été choisis :

- pour l'étude de la performance du mouvement, l'analyse porte sur la cinématique de l'effecteur terminal : précision du pointage de la cible distale et aire balayée par l'effecteur, cycle par cycle ;
- pour l'étude de la VM, l'analyse porte sur la cinématique articulaire :
  - identification des coordinations : une analyse en composante principale est proposée. L'évolution cycle par cycle du premier mode de l'ACP est étudiée (l'expérimentation et la simulation montrent en effet que ce mode contient la majorité de la variance observée, cf. chapitres 4 et 5). En particulier, l'évolution du poids de chaque DDL dans le calcul du premier mode de l'ACP est analysée, cycle par cycle (cf. annexe A).
  - identification des occurrences d'adaptation du mouvement : une méthode rapide de détection des transitions entre différents motifs de mouvement est proposée (notée PIP-LP). L'implémentation de la méthode est présentée en annexe B, sa mise en œuvre pour l'analyse des signaux EMG et la cinématique articulaire est décrite au chapitre 5.

Les résultats de ces traitements, appliqués à la tâche répétitive de pointage expérimentale ou simulée, sont présentés dans les chapitres 4 et 5.

# 3 – La fatigue musculaire : origines et effets, quantification et modélisation

La variabilité du mouvement est présente dans toutes les activités. Pour une prévention efficace des risques professionnels, il est souhaitable qu'elle soit prise en compte dès la conception d'un équipement de travail (cf. chapitre 1). La fatigue musculaire est l'une des causes possibles de VM. Au poste de travail, elle peut induire des modifications des postures de l'opérateur, de la cinématique et de la dynamique de son activité, notamment en modifiant les coordinations segmentaires et musculaires (cf. chapitre 2).

La première section de ce chapitre décrit le fonctionnement et la modélisation des muscles squelettiques pour la génération de forces et de mouvements. La section suivante présente un état des connaissances sur la fatigue musculaire, sa mise en évidence et sa modélisation. La dernière section précise le choix du modèle de fatigue à intégrer dans le démonstrateur d'humain virtuel.

## 3.1 Fonctionnement des muscles squelettiques

Cette section présente, de manière volontairement simplifiée, la constitution et le fonctionnement des muscles squelettiques, en simplifiant autant que possible les aspects anatomiques et chimiques associés. Pour plus de détail, le lecteur pourra consulter la littérature, abondante, sur l'anatomie et la physiologie musculaire.

### 3.1.1 Constitution d'un muscle squelettique

Le corps humain contient environ 600 muscles, répartis en 2 catégories : les muscles lisses et les muscles striés, qui se différencient par leur fonction et leur contrôle. Les premiers se trouvent principalement dans les parois des organes tels que les intestins, l'estomac, l'utérus, les vaisseaux sanguins, etc. Leur contrôle est involontaire. Les seconds sont caractérisés par la présence de sarcomères, des structures particulières qui leur donnent un aspect visuel strié au microscope. Leur contrôle est volontaire (pour les muscles squelettiques) ou autonome (pour le muscle cardiaque).

Les muscles squelettiques sont les actionneurs de l'appareil locomoteur : ils assurent la

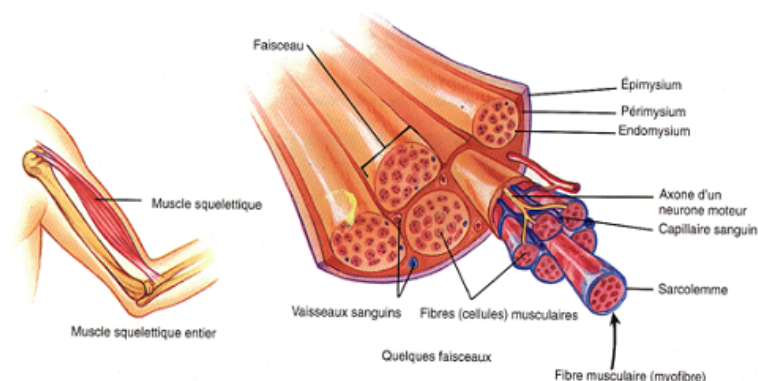


Fig. 3.1 Anatomie d'un muscle squelettique

production des forces permettant de maintenir une posture ou de déclencher un mouvement. Ils possèdent, entre autres, les propriétés suivantes :

- excitabilité : sous l'action d'une stimulation électrique, ils modifient leur géométrie en convertissant une énergie chimique en énergie mécanique ;
- contractilité : la structure interne des fibres musculaires leur permet de se contracter de manière active. Les muscles engendrent ainsi une force de traction sur leurs points d'attache aux os du squelette, engendrant des mouvements ou des efforts ;
- extensibilité : dans une certaine mesure, les muscles peuvent être étirés sans se déchirer.

Les muscles squelettiques sont constitués de l'assemblage de nombreuses cellules, les fibres musculaires (myocytes). Elles sont entourées d'une première couche de tissus conjonctifs (endomysium). Plusieurs fibres commandées par un même motoneurone forment une unité motrice (UM). Les UM sont elles-même rassemblées en faisceaux parallèles, enveloppés dans une nouvelle couche de tissus conjonctifs (périmysium) qui les protègent et leur imposent de se contracter selon un axe donné. Une dernière enveloppe de tissus conjonctifs enveloppe le muscle entier (épimysium) et le relie par les tendons aux os du squelette. Des vaisseaux sanguins apportent aux cellules musculaires les éléments chimiques nécessaires à leur fonctionnement. (cf. figure 3.1).

Sous l'effet d'une stimulation nerveuse, une énergie chimique est convertie en énergie mécanique au sein des fibres musculaires. Le signal de commande créé par le SNC est transmis à une ou plusieurs UM par les motoneurones. Si l'intensité du signal nerveux à la jonction de la fibre musculaire dépasse un seuil donné, un potentiel d'action est déclenché qui va se propager à la surface de la fibre. La perméabilité chimique de la membrane cellulaire est alors modifiée de manière transitoire (quelques millisecondes). En réaction, les protéines contractiles (actine et myosine) constituant les sarcomères de la fibre musculaire voient leur géométrie et leur positionnement relatif modifiés : la fibre musculaire se contracte. Quand la commande nerveuse cesse, les protéines contractiles retrouvent leur conformation de repos : la fibre musculaire se relâche. Les phénomènes de contraction et de relâchement ne sont pas instantanés : un temps de latence est observé dans les deux cas, avec des constantes de temps spécifiques.

Au sein d'un muscle, il peut exister trois types d'UM, aux comportements différents :

- UM de type I : leur seuil d'activation est bas, elles sont peu puissantes et lentes mais très peu fatigables ;
- UM de type IIb : elles sont rapides et puissantes, mais rapidement fatiguées ;
- UM de type IIa : elles ont des propriétés intermédiaires à celles des deux précédentes.

Les différences de propriétés mécaniques et de fatigabilité sont liées au fonctionnement métabolique régissant ces UM. Le recrutement de ces fibres suit un ordre hiérarchique, appelé principe de taille de Henneman : les UM de type I sont les premières activées, suivies par UM IIa, et enfin les UM IIb. Chaque UM fonctionne en mode « tout ou rien ». La force musculaire produite est la sommation des contributions de toutes les UM contractées.

Lorsque les fibres musculaires se contractent, un effort est produit puisque le muscle est lié aux os de plusieurs articulations par des tendons (cf. figure 3.1). De fait, la contraction musculaire peut conduire à différents types d'efforts : *isométrique* (longueur du muscle constante), *isotoniques* (charge constante), *isocinétique* (vitesse constante). On peut également distinguer des efforts *concentriques* (le muscle se contracte pour créer un mouvement) ou *excentriques* (le muscle étiré se contracte pour s'opposer au mouvement). Un effort est dit *dynamique* dans le cas général (anisométrique, anisotonique, anisocinétique).

Il faut théoriquement deux muscles pour chaque degré de liberté de chaque articulation : l'un produit le mouvement ou effort agoniste (par exemple la flexion), l'autre le mouvement ou l'effort antagoniste (l'extension). La co-activation des muscles agonistes et antagonistes permet de stabiliser une posture ou un mouvement (impédance élevée par co-contraction).

### 3.1.2 Relations Force-Longueur et Force-Vitesse

Lorsque le muscle se contracte, une force est produite qui dépend de la longueur du muscle et de sa vitesse de contraction. Expérimentalement, on constate que la force musculaire est optimale lorsque le muscle est à sa longueur d'équilibre. Si le muscle est contracté ou étiré, la force produite diminue (cf. figure 3.2.a). Cette caractéristique est liée à la structure des myofibrilles contractiles des fibres musculaires. Lorsque le muscle est étiré, une force de rappel est développée de manière passive (raideur élastique, cf. figure 3.2.b).

### 3.1.3 Modélisation mécanique des muscles : le modèle de Hill

À l'échelle macroscopique, les modèles mécaniques de référence dérivent des travaux de Hill [143] qui rendent compte des caractéristiques visco-élastiques des muscles squelettiques. L'équation hyperbolique (3.1) exprime la relation expérimentale entre la force et la vitesse de raccourcissement du muscle en condition isotonique (cf. figure 3.3), où  $F$  est la force appliquée au muscle,  $v$  est la vitesse de raccourcissement et  $a$ ,  $b$  et  $c$  sont trois constantes dépendant du muscle étudié :

$$(v + b)(F + a) = c. \quad (3.1)$$

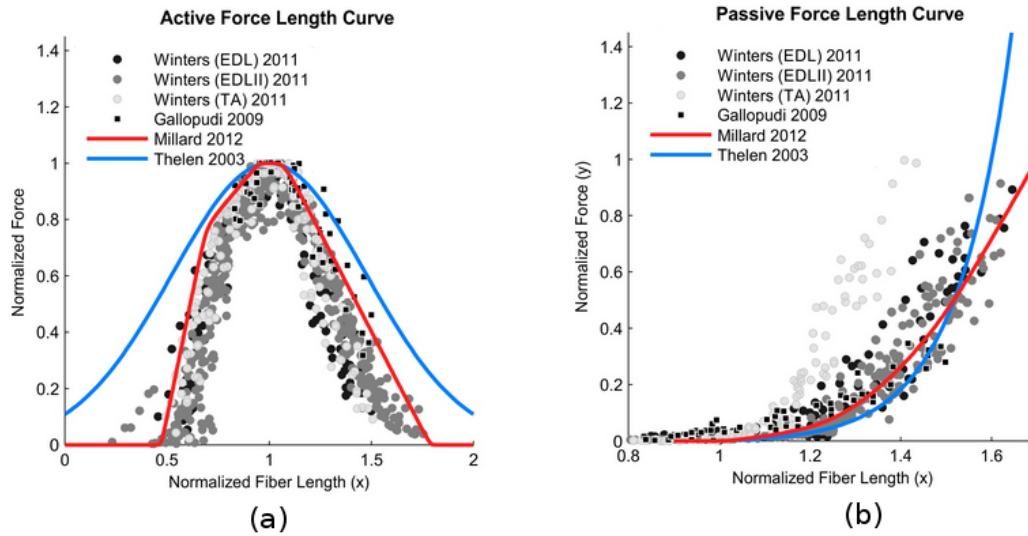


Fig. 3.2 Caractéristiques des muscles : (a) relation Force active - Longueur, (b) relation Force passive - Vitesse. Tiré de la documentation du logiciel OpenSim (version 3.3)

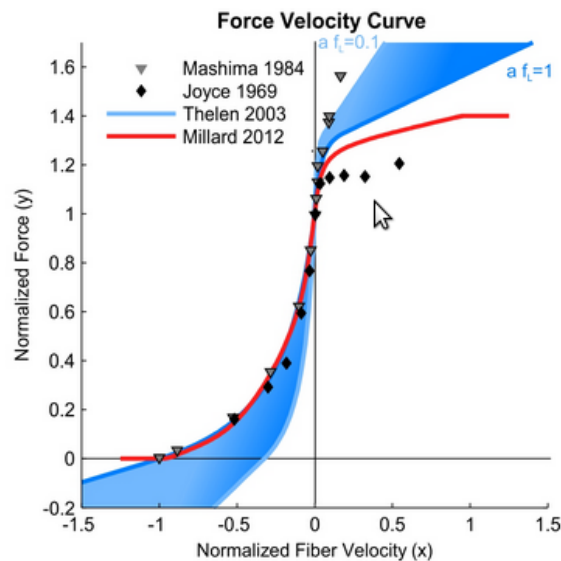


Fig. 3.3 Relation Force-Vitesse des muscles - tiré de la documentation du logiciel OpenSim (version 3.3)

Le « modèle à trois éléments » de Hill décrit la relation force-longueur en conditions isométriques (cf. figure 3.4). Il comporte :

- un élément contractile  $CE$  de longueur  $L_c$ . C'est l'élément actif qui rend compte de la production de force au niveau des ponts actine-myosine du sarcomère ;
- un ressort non linéaire  $SE$  de longueur  $L_s$ , en série avec  $CE$ . Il représente l'élasticité des myofibrilles et correspond aux propriétés extensibles du muscle ;

- un ressort non linéaire  $PE$  de longueur  $L_p$ , en parallèle avec les précédents. Il représente le comportement passif des enveloppes conjonctives du muscle.

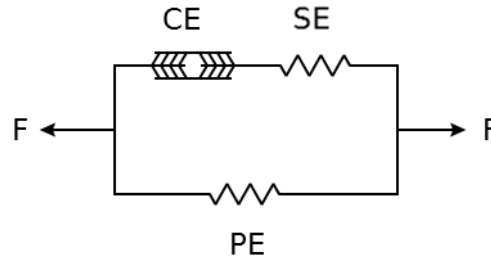


Fig. 3.4 Modèle de muscle à trois éléments de Hill-Maxwell, composé d'un élément actif contractile ( $CE$ ) et de deux éléments passifs, l'un en série ( $SE$ ) et l'autre en parallèle ( $PE$ ).

Du fait de la complexité des phénomènes mis en jeu, la modélisation et l'expérimentation de l'activité musculaire traite préférentiellement de cas « simples » : contraction isométrique, isocinétique, etc. Plusieurs adaptations du modèle de Hill ont été proposées pour une modélisation plus complexe. Par exemple, Zajac a proposé l'addition d'un élément élastique supplémentaire  $T$  pour tenir compte de l'angle  $\alpha$  de pennation du muscle<sup>1</sup> (cf. figure 3.5) [144]. L'ajout d'un élément amortisseur a été proposé pour modéliser certains comportements observés lors des vibrations à haute fréquence [145]. Thelen a introduit un paramètre d'activation dynamique  $a$  de l'élément contractile [146]. Millard et al. ont proposé d'autres modifications de ce dernier modèle pour en améliorer la fiabilité et la performance (temps de calcul) en simulation [147].

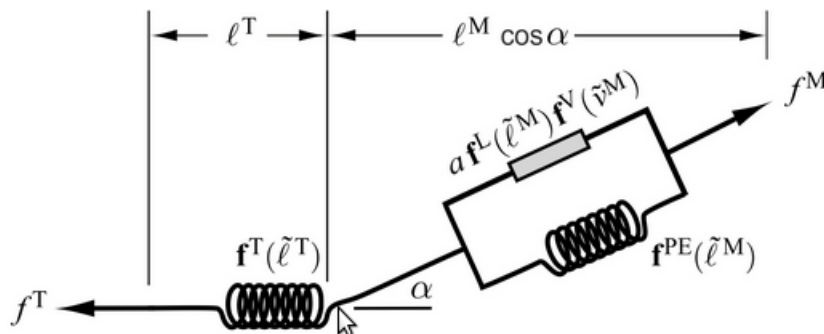


Fig. 3.5 Modèle de Zajac pour la prise en compte de l'angle de pennation  $\alpha$ . Les forces  $f^M$  et  $f^T$  exercées par le muscle dépendent des longueurs  $\tilde{l}^T$  et  $\tilde{l}^M$  et de la vitesse d'allongement  $\tilde{v}^M$  des différents éléments du modèle. Tiré de [144].

1. c'est l'angle entre la direction de contraction du muscle et l'insertion tendineuse sur l'os.



### 3.1.4 Mesure de l'activité électrique des muscles

L'activité musculaire repose sur des phénomènes électrochimiques complexes, notamment la génération et la propagation de potentiels d'action par dépolarisation de la membrane des fibres musculaires. Ces phénomènes donnent naissance à des signaux électriques mesurables par électro-myographie (EMG), à l'aide d'électrodes placées sur la peau (EMG de surface) ou directement insérées dans le muscle (EMG intra-musculaire). Les données EMG sont couramment décrites dans la littérature pour l'analyse du mouvement et l'étude de la fatigue musculaire. L'EMG intra-musculaire permet de mesurer l'activité d'une ou plusieurs UM, mais elle est invasive. L'EMG de surface est beaucoup moins invasive, mais le signal enregistré est alors la somme des contributions d'un grand nombre d'UM actives, pour un ou plusieurs muscles superficiels [148]. Les mesures peuvent être faites avec des électrodes bipolaires ou multi-canaux en lignes (1D) ou en matrices (2D) pour une étude plus fine de l'activité des UM. Dans la suite de ce document, on considère uniquement les mesures d'EMG de surface.

Plusieurs types de traitement du signal peuvent être appliqués aux signaux EMG :

**Analyse en amplitude :** après filtrage, le signal EMG est analysé à l'aide de descripteurs statistiques de l'amplitude, principalement la moyenne quadratique (RMS) ou la moyenne du signal redressé (ARV) [149]. À partir de ces amplitudes, il est possible de calculer des quantiles (APDF, cf. section 2.2.1). En conditions isométriques, une relation peut être établie entre l'amplitude  $A_{EMG}$  de l'EMG et l'intensité de l'effort  $w$  (en force ou en couple) :  $A_{EMG} \sim w$ . Dans le cas général (contractions sous-maximale, contractions dynamiques, efforts intermittents), il n'est généralement pas possible d'établir une telle relation.

**Analyse en fréquence :** après filtrage, une analyse du signal EMG est effectuée dans le domaine fréquentiel à l'aide de transformées de Fourier (transformée rapide FFT, transformée à court terme STFT) ou dans le domaine temps-fréquence à l'aide de transformées en ondelettes (ondelettes discrètes, paquets d'ondelettes, etc.).

**Analyse non linéaire et théorie des systèmes dynamiques :** certains descripteurs issus des représentations multi-échelle (DFA et RQA notamment, cf. chapitre 2 page 33) présentent une forte corrélation avec les descripteurs spectraux, avec une sensibilité plus forte [150].

L'interprétation des signaux EMG nécessite une attention particulière, ces derniers ne reflétant pas seulement l'activation musculaire liée à l'exercice considéré. Cette interprétation doit notamment tenir compte de la nature non stationnaire du signal EMG, du déplacement des électrodes par rapport au muscle, des changements de conductivité des tissus entre les électrodes et le muscle, des phénomènes de cohérence ou d'interférences intra- ou inter-musculaires (*amplitude cancellation*), etc. [151, 152].

## 3.2 La fatigue neuromusculaire

### 3.2.1 Définitions de la fatigue

La fatigue musculaire est un phénomène complexe. Connue et étudiée depuis des décennies [153, 154], elle reste un sujet de recherche particulièrement actif [155]. Vøllestad l'a définie comme une réduction de la capacité maximale à produire une force ou une puissance motrice, liée à l'exécution d'une tâche ou d'un exercice<sup>2</sup> [156]. Le phénomène opposé est la récupération. Cette définition, plutôt « phénoménologique », implique que la fatigue peut intervenir rapidement après le début de l'exercice, alors même que le sujet peut encore maintenir son effort pendant un certain temps.

La littérature distingue habituellement la fatigue *centrale* et la fatigue *périphérique* (cf. figure 3.6). La première est liée à une saturation de la commande d'activation musculaire au niveau du SNC (propagation de l'influx, libération des neuro-transmetteurs). Elle a un rôle protecteur des fibres musculaires. Sa récupération est plutôt rapide. La seconde affecte la fonction contractile des muscles et les phénomènes physico-chimiques associés. Elle peut engendrer des dommages. Sa récupération est plus lente. Elle semble liée à l'activité métabolique, mais les mécanismes à l'origine du phénomène ne sont pas pleinement expliqués. La combinaison de plusieurs facteurs entreraient en jeu : déficience de libération et de la captation du calcium, épuisement des réactifs fournissant l'énergie nécessaire au glissement des protéines contractiles (créatine phosphate, ATP, oxygène, glycogène), accumulation de sous-produits perturbant la contraction (acide lactique, abaissement du pH intramusculaire), lésions progressives des myofibrilles en cas d'exercices intenses et prolongés, etc. La circulation sanguine permettant l'apport de nouveaux substrats et l'évacuation des sous-produits défavorables à la contraction, la survenue de la fatigue diffère significativement selon que l'effort est constant ou intermittent, maximal ou non, isométrique ou non.

Merletti et Parker proposent une définition plus physiologique : la fatigue musculaire serait l'ensemble des modifications évoquées, qui surviennent dans le muscle avant d'atteindre l'état où l'effort demandé ne peut plus être fourni [157].

Ces définitions occultent en partie les difficultés de la communauté scientifique à appréhender la complexité du phénomène. Par exemple, Enoka et Duchateau soulignent qu'elles se focalisent sur l'aspect *moteur* de la fatigue, le découplant de l'aspect *perceptif* concomitant (la « sensation » de fatigue, voire la douleur musculaire, etc.). C'est pourquoi ils proposent de considérer plutôt la notion de *fatigabilité*, déclinée en « fatigabilité en performance » et en « fatigabilité perçue » : la première est associée aux fatigues centrales et périphériques, la seconde à l'état homéostatique et psychologique du sujet (température corporelle, taux de glucose dans le sang, douleur, motivation, etc.) [158]. Sur la base de cette terminologie, la fatigue serait donc une « incapacité fonctionnelle, physique et cognitive, liée aux interactions entre la fatigabilité en performance et la fatigabilité perçue ». Ce paradigme n'est cependant pas adapté au contexte de ces travaux. En effet, les méthodes et outils d'évaluation des risques mis en œuvre lors des premières phases de la conception d'équipements de tra-

---

2. la dernière partie de cette définition permet de distinguer la fatigue d'une diminution des performances liée au vieillissement ou à une pathologie.

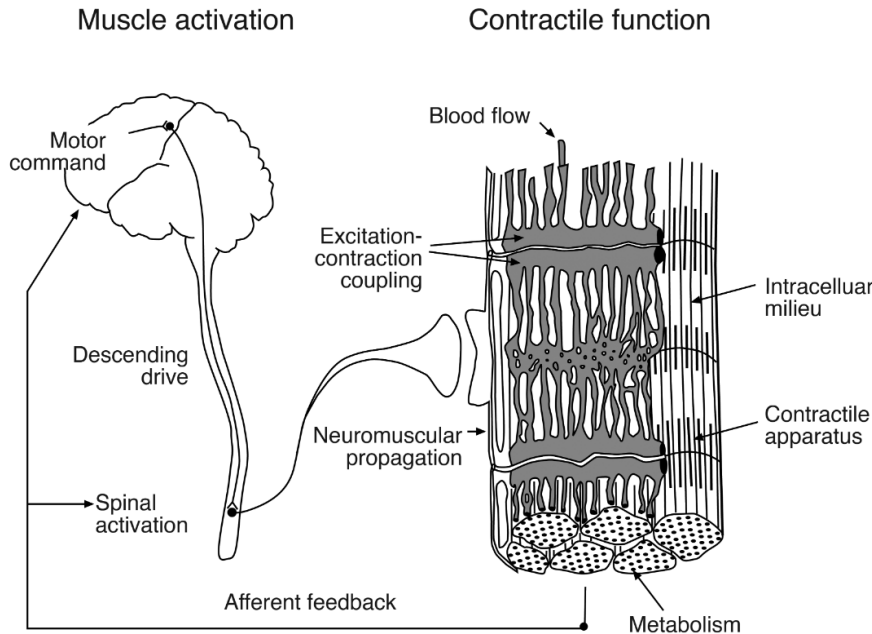


Fig. 3.6 *La fatigue neuromusculaire : la fatigue centrale correspond à la saturation de la commande par le SNC, la fatigue périphérique affecte la fonction contractile au niveau intracellulaire - tiré de [158].*

vail portent principalement sur les facteurs biomécaniques du *mouvement* (postures, efforts) plutôt que sur les facteurs psycho-cognitifs du *geste* (motivation, charge mentale). Dans la suite de ce document, on se limite donc à la première définition de la fatigue.

De fait, ces différentes définitions ne permettent ni d'identifier *pourquoi* un individu devient fatigué dans des conditions données, ni de déterminer un *niveau de fatigue* courant.

### 3.2.2 Effets de la fatigue musculaire sur la production de force et de mouvement

D'après la définition précédemment choisie, la fatigue musculaire est associée la réduction des capacités de production de force et de mouvement. Pour autant, pour des efforts faibles, la fatigue n'implique pas nécessairement une diminution significative de la production de force : le sujet peut simplement exprimer une augmentation de l'effort perçu [134]. Pour des efforts plus intenses et soutenus, il y a perception d'inconfort voire de douleur. La réduction des capacités apparaît progressivement et peut se poursuivre jusqu'à l'impossibilité de réaliser la tâche (épuisement). Le temps d'épuisement (Maximum Endurance Time - MET) est défini comme l'instant où le sujet n'est plus capable de maintenir l'effort demandé. Avant de parvenir à cette « ruine », le SNC cherche à adapter la commande et le contrôle du mouvement pour compenser la fatigue, si bien que la fatigue musculaire peut être envisagée comme un outil d'investigation du contrôle moteur [159]. Par exemple, la stratégie d'adaptation à la fatigue change selon que celle-ci survient de manière fonctionnelle ou artificielle [131] ; elle

change également selon la localisation distale ou proximale des muscles fatigués [132].

De fait, la littérature montre que la fatigue musculaire peut affecter l'exécution d'une tâche à différents niveaux (cf. section 2.3) : réduction des capacités de production de force et de mouvement, réduction des capacités proprioceptives, augmentation des temps de réponse musculaires, altération des réflexes, modification des patterns d'activation musculaire, augmentation de l'effort subjectif perçu, transfert de l'activité motrice, modification des coordinations et des synergies intra- et inter-articulaires, modification des co-activations entre muscles agonistes et antagonistes, etc. [83]. L'existence de toutes ces modalités d'adaptation fait que, généralement, les effets de la fatigue musculaire sur la réalisation de la tâche ne deviennent visibles que brutalement, peu de temps avant l'épuisement [74].

### 3.2.3 Facteurs influençant la fatigue

Les facteurs en jeu lors de la survenue de la fatigue sont nombreux. Comme pour la VM, certains facteurs sont intrinsèques au sujet, d'autres à la tâche (cf. section 2.1.4). Pour un sujet sain, la survenue de la fatigue peut être modulée selon l'âge, le genre, l'entraînement aux activités physiques, l'alimentation ou la consommation de substances (café, tabac, etc.), la motivation, etc. Certaines pathologies (myopathies, myasthénies, fibromyalgies) peuvent également l'affecter. En outre, les caractéristiques de la tâche peuvent aussi modifier la survenue de la fatigue : la posture générale (le muscle se fatigue d'autant plus vite qu'il est très contracté ou très étiré par rapport à sa position de repos) [160, 161, 162], le rapport cyclique [163], l'étendue des efforts [164], le type de tâche (pour un même effort, le temps d'épuisement est réduit de 40% si la consigne est donnée en position plutôt qu'en force [165]), etc.

## 3.3 Mise en évidence de la fatigue musculaire

Plusieurs grandeurs et signaux peuvent être utilisés pour mettre en évidence la survenue de la fatigue musculaire. Les paragraphes suivants en présentent les principaux.

### 3.3.1 Force externe exercée

Compte tenu de la définition choisie pour la fatigue musculaire, la diminution de la force volontaire maximale produite est un indicateur de sa survenue. Par exemple, lors de l'activité expérimentale de pointage répétitive évoquée à la section 2.3.3, Fuller et al. ont constaté une réduction statistiquement significative de 5% entre l'état « Non Fatigué » et l'état « Fatigué » [134] pour l'effort maximal volontaire de flexion de l'épaule. La figure 3.7 représente la réduction de l'effort maximal volontaire d'abduction de l'épaule pour un sujet au cours de la tâche répétitive de pointage mise en œuvre pour ces travaux de thèse (cf. chapitre 5). La décroissance de la capacité de production de force n'est pas linéaire, la réalisation de la tâche étant généralement maintenue longtemps avant la « ruine » : pour une tâche de pédalage, la consigne d'effort est maintenue jusqu'à 90% du temps d'épuisement [166].

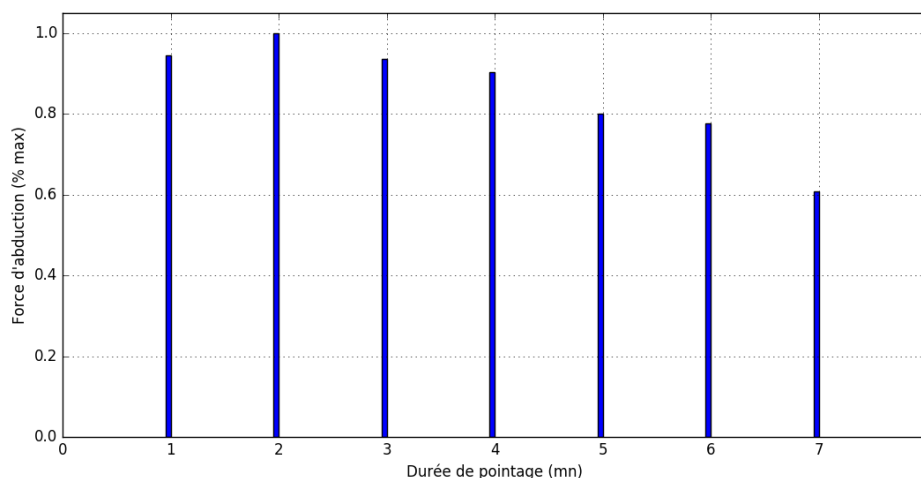


Fig. 3.7 Réduction des capacités de production de force pendant une activité de pointage

### 3.3.2 Analyse de l'activité EMG

L'analyse des données EMG est au cœur de l'étude expérimentale de la fatigue musculaire depuis de nombreuses années [167, 150, 149]. En particulier, les caractéristiques de l'EMG sont modifiées avec la survenue de la fatigue, ce qui permet de la mettre en évidence même en conditions de terrain [168]. Du point de vue temporel, la littérature décrit une augmentation de l'amplitude du signal EMG pour un effort isométrique sous-maximal : elle peut-être due à l'activation d'un plus grand nombre de fibres pour compenser les contractions moins efficaces des fibres fatiguées, ainsi qu'à une augmentation de la fréquence de décharge des UM. Du point de vue fréquentiel, un décalage du spectre vers les basses fréquences a été mis en évidence pour un effort isométrique sous-maximal : il serait lié notamment à une diminution de la vitesse de conduction des potentiels d'actions le long de la membrane des fibres musculaires et à une synchronisation de la fréquence de décharge des UM. L'interprétation de l'amplitude EMG pour l'étude de la fatigue musculaire reste délicate : par exemple, la littérature présente des situations où l'amplitude EMG peut augmenter avec la fatigue pour un effort sous-maximal, mais diminuer pour un effort maximal [161]. ; dans le cas général (efforts dynamiques, intermittents), différents effets ne permettent pas de généraliser les observations en conditions isométriques, et certaines hypothèses (stationnarité du signal, etc.) ne sont pas vérifiées [151]. Luttmann et al. préconisent l'analyse simultanée des amplitudes et de la fréquence centrale<sup>3</sup> de l'activité électro-myographique (Joint Analysis of EMG Amplitude and Spectrum - JASA) pour discriminer les modifications du signal EMG liées aux variations d'efforts et celles liées à la fatigue (cf. figure 3.8).

Dans le domaine temporel, le descripteur privilégié du signal EMG est son amplitude. Trois descripteurs sont principalement utilisés dans la littérature, calculés à partir du signal redressé : la moyenne quadratique (*RMS*) et la moyenne glissante (*MAV*), calculées sur des fenêtres contenant  $N$  échantillons, ou encore un filtrage passe-bas<sup>4</sup>. Ces trois descripteurs

3. fréquence moyenne ou fréquence médiane.

4. cette dernière méthode peut être appliquée en deux fois pour compenser un décalage de phase.

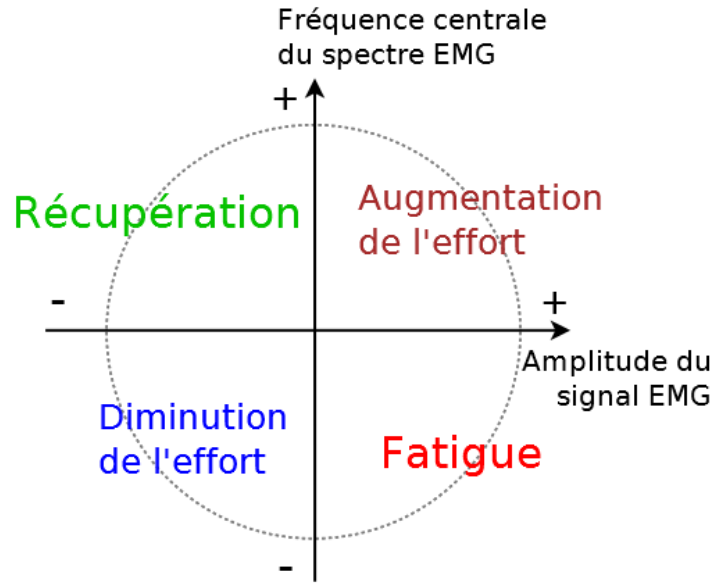


Fig. 3.8 Critères d'identification de la fatigue musculaire : amplitude et fréquence des EMG - tiré de [168]

sont équivalents [148]). La figure 3.9 représente par exemple l'évolution de l'amplitude pour un muscle d'un sujet pendant l'activité répétitive de pointage décrite au chapitre 5. À l'épuisement, l'amplitude EMG est inférieure à celle observée lors d'une contraction maximale volontaire.

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (3.2)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (3.3)$$

Dans le domaine fréquentiel, le signal EMG peut être décomposé par transformée de Fourier. Le signal EMG n'étant pas stationnaire, cette décomposition est appliquée sur un intervalle de temps limité (de 0.5 à 2 s) où l'on supposera le signal « suffisamment stationnaire » : on utilise alors un algorithme de type Transformée de Fourier à court terme (Short Term Fourier Transform - STFT). Un compromis doit être trouvé entre les résolutions temporelle et spectrale, les deux étant en relation inverses d'après le principe d'incertitude de Heisenberg [150].

La littérature présente de nombreux descripteurs spectraux calculés à partir de la densité spectrale de puissance  $S$ . Les fréquences centrales instantanées (médiane  $IMDF$  ou moyenne  $IMNF$ ) sont définies aux équations (3.4) et (3.5). Le calcul de ces descripteurs tient compte des fréquences de filtrage passe-bas et passe-haut  $f_1$  et  $f_2$  appliquées au signal EMG brut.

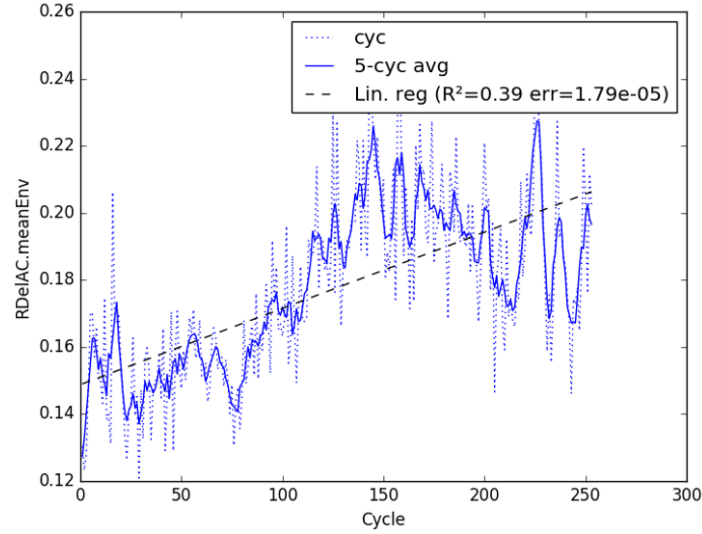


Fig. 3.9 Descripteur EMG dans le domaine temporel lors d'une activité répétitive de pointage mettant en évidence la survenue de la fatigue musculaire : l'enveloppe de l'amplitude EMG (filtrage passe-bas Butterworth, ordre 4, coupure à 6 Hz). En pointillé bleu : valeur par cycle de pointage (durée 2 s) ; en trait plein bleu : agrégation par moyenne glissante sur 5 cycles consécutifs, avec superposition.

$$IMDF \text{ telle que } \int_{f_1}^{IMDF} S(f) df = \int_{IMDF}^{f_2} S(f) df \quad (3.4)$$

$$IMNF = \frac{\int_{f_1}^{f_2} f S(f) df}{\int_{f_1}^{f_2} S(f) df} \quad (3.5)$$

Les moments d'ordre  $k$ , éventuellement normalisés comme l'indice  $INSM_k$  de Dimitrov défini par l'équation (3.6), ont été introduits plus récemment [169]. Cette famille de descripteurs étant à la fois sensible aux modifications du spectre aux basses et hautes fréquences, elle présente une plus grande dynamique de variations que les fréquences centrales [169].

$$INSM_k = \frac{\int_{f_1}^{f_2} f^{-1} S(f) df}{\int_{f_1}^{f_2} f^k S(f) df}, \quad k \in [2,5] \quad (3.6)$$

La figure 3.10 représente l'évolution de la fréquence médiane et de l'indice de Dimitrov d'ordre 5 pour un muscle d'un sujet pendant l'activité répétitive de pointage décrite au chapitre 5.

Dans le cadre d'un effort isométrique et d'un effort cyclique assez intenses ( $MET < 1mn$ ) pour trois muscles du membre supérieur, Dong et al. établissent une décroissance linéaire de la fréquence moyenne [170].

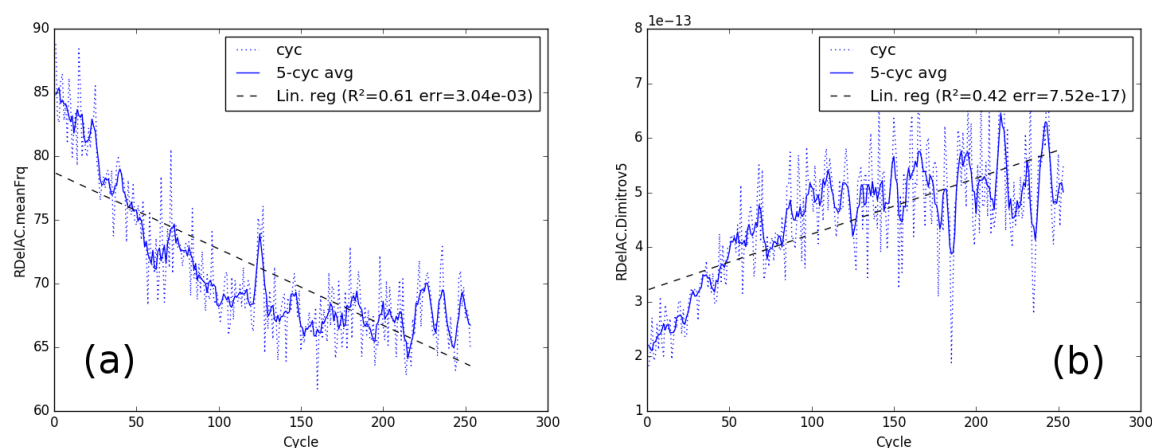


Fig. 3.10 Descripteurs EMG dans le domaine fréquentiel lors d'une activité répétitive de pointage mettant en évidence la survenue de la fatigue musculaire : (a) fréquence moyenne du deltoïde moyen ; (b) indice de Dimitrov d'ordre 5. En pointillé bleu : valeur par cycle de pointage (durée 2 s) ; en trait plein bleu : agrégation par moyenne glissante sur 5 cycles consécutifs, avec superposition.

D'autres descripteurs de l'activité EMG sont présentés dans la littérature pour mettre en évidence la fatigue musculaire :

#### Zero-Crossing (ZC) et Slope Sign Change (SSC)

Le signal EMG non redressé permet de calculer deux descripteurs d'activité musculaire : le taux de passage à zéro (Zero Crossing rate, ZC) et le taux de changement de signe de pente (Slope Sign Change, SSC). L'interprétation physique de ces descripteurs est la suivante : plus le taux de décharge des UM augmente (excitation/dépolarisation), plus le signal EMG change souvent de signe. Ces descripteur s'apparentent en fait aux descripteurs fréquentiels (avec la survenue de la fatigue, ils décroissent significativement), mais ils sont moins sensibles. Ils sont donc peu utilisés, ou alors en complément d'autres descripteurs pour une analyse multivariée, par exemple dans une ACP [149].

#### Distribution de Wigner-Ville

C'est une représentation temps-fréquence qui permet de s'affranchir de certaines hypothèses d'application des spectrogrammes de Fourier. Elle exprime une densité de probabilité dans l'espace des phases. Elle fournit ainsi une résolution temporelle et fréquentielle élevée, mais elle est sensible aux interférences et plus difficile à interpréter. Pour pallier cette sensibilité, la distribution de Choi-Williams a été introduite et appliquée à des activités dynamiques [150].

#### Transformées en ondelettes

Elles sont comparables sur le principe à la STFT, à ceci près que la décomposition du signal ne se fait plus par rapport à une référence sinusoïdale infinie, mais par rapport à des fonctions obtenues par déformation (translation, homothétie) d'une ondelette de référence (ondelette « mère ») de moyenne nulle et de carré sommable. Le traitement par ondelette permet ainsi une représentation multi-résolution du signal



initial (« scalogramme »), notamment à l'aide d'ondelettes dyadiques<sup>5</sup> sur un signal discret [150]. Le choix de l'ondelette mère dépend du type d'analyse à réaliser et du signal considéré.

### Analyse par quantification des récurrences (RQA)

Appliquée au signal EMG, la RQA (cf. section 2.2.3.3) permet également de mettre en évidence la survenue de la fatigue : les descripteurs %REC et %DET apparaissent corrélés à la vitesse de conduction, et semblent plus sensibles que les descripteurs fréquentiels évoqués précédemment [150]. Cependant, par principe, l'analyse par RQA d'un signal de  $N$  échantillons implique la manipulation d'une matrice de tailles  $N^2$ . Il semble donc délicat de procéder à une telle analyse sur des signaux EMG enregistrés sur des durées supérieures à quelques secondes.

### Factorisation par matrices non négatives

La NNMF (cf. section 2.2.2.4) permet de caractériser des synergies musculaires [108, 109]. Appliquée à des données EMG issues de capteurs matriciels, elle permet de localiser plus précisément les UM activées [171].

De manière générale, ces descripteurs et traitement du signal s'appliquent plutôt à des activités cycliques ou répétitives, pour lesquelles les signaux cinématiques et dynamiques restent similaires pendant l'exécution de la tâche.

Différentes techniques d'apprentissage ou de classification, supervisées ou non, ont été mises en œuvre pour identifier différents niveaux de fatigue (généralement, « Fatigué » et « Non fatigué », quelques études proposent également un état « Transition vers fatigue »). On peut citer notamment les réseaux de neurones artificiels, les classifieurs bayésiens, la logique floue, l'analyse discriminante linéaire, les séparateurs à vaste marge (Support Vector Machine), plus proches voisins, automates de Markov à états cachés [172].

## 3.3.3 Cinématique et Phase Space Warping

L'analyse des « déformations de l'espace des phases » (Phase Space Warping - PSW) a été présentée de manière formelle par Cusumano et Chelidze pour prévoir l'évolution d'un système dynamique subissant un « dommage » [173]. Le formalisme général de la démarche est décrit dans les équations (3.7) et (3.8) : les observations d'une variable d'état  $x$  sont utilisées pour quantifier et prédire l'évolution d'une variable « cachée »  $\phi$  correspondant à un dommage du système (usure, propagation de fracture).  $\epsilon$  exprime un facteur d'échelle entre les variations rapides de  $\mathbf{x}$  et lentes de  $\phi$ . Une estimation récursive du modèle (type filtre de Kalman) permet de prédire la survenue de la ruine du système (dommage total).

$$\dot{x} = f(x, \mu(\phi), t) \quad (3.7)$$

$$\dot{\phi} = \epsilon g(x, \phi), \text{ avec } 0 < \epsilon \ll 1 \quad (3.8)$$

Segala et al. ont montré que la démarche est applicable à l'analyse d'un mouvement, moyennant une étape supplémentaire de réduction de dimensionnalité (Smooth Orthogonal

---

5. translations disjointes et contiguës, dilations par un facteur 2.

Decomposition - SOD) linéaire ou non [174] dans le cas de variables d'états multidimensionnelles  $\mathbf{x}$ . L'évolution de la fatigue musculaire localisée, considérée comme source de dommage  $\phi$  variant lentement et quantifiée par la fréquence centrale du spectre EMG, peut être reconstruites à partir des seules observations de la cinématique [175, 174].

### 3.3.4 Estimation subjective de l'effort

L'épuisement musculaire est précédé par une perception aiguë de l'effort [155]. L'estimation subjective de l'effort (en anglais, Rating of Perceived Exertion – RPE) permet donc d'identifier la survenue de la fatigue musculaire à partir de l'expression de l'effort perçu. Plusieurs échelles de ce type existent, notamment l'échelle de Borg  $CR_{10}$ . Ces échelles ont été conçues pour l'évaluation de la charge physique de travail et des facteurs de risque d'atteinte de l'appareil locomoteur [176, 177], mais la littérature a établi que ce type de descripteur est fiable pour l'évaluation de la fatigue musculaire. Le score  $CR_{10}$  est en corrélation avec les descripteurs du spectre EMG pour des muscles du dos, du cou ou de l'épaule [178]. Pour un effort isométrique du Trapezius Pars Descendens, une corrélation linéaire a été démontrée entre la fréquence moyenne du spectre EMG et le score  $CR_{10}$ . Ce score a été utilisé par l'équipe de J. Côté comme indicateur de fatigue, avec un seuil choisi à 8 pour fixer l'arrêt des mesures expérimentales [179].

L'échelle  $CR_{10}$  a été conçue plutôt pour l'estimation d'un effort localisé. Elle classe l'effort perçu en 10 niveaux (cf. tableau 3.3.4) et peut être interprétée de deux façons [177] :

- relativement au stimulus perçu  $s$ , selon une relation exponentielle (cf. équation (3.9)) dont la constante de base  $a$  et l'exposant  $n$  dépendent du sujet (en moyenne,  $n \approx 1,6$ );
- relativement à l'effort courant  $f_{\%MVC}$  exprimé par rapport à l'effort maximal (Maximum Voluntary Contraction - MVC), selon relation linéaire (cf. équation (3.10)).

$$CR_{10} = a + s^n \quad (3.9)$$

$$CR_{10} = 10 f_{\%MVC} \quad (3.10)$$

### 3.3.5 Autres outils

D'autres techniques permettent de mettre la fatigue musculaire en évidence :

#### Rythme cardiaque

L'apport de nutriments nécessaires à la contraction musculaire et l'évacuation des sous-produits associés est assurée par le flux sanguin. La fatigue musculaire induit donc généralement une élévation du rythme cardiaque. Par exemple, au cours d'une tâche répétitive de pointage avec fatigue, une augmentation statistiquement très significative de la fréquence cardiaque de 12,9% a été constatée [134]. L'estimation de l'effort perçu selon l'échelle RPE de Borg pouvant être corrélée au rythme cardiaque, cette information peut théoriquement être utilisée pour estimer un niveau de fatigue. La littérature souligne cependant que la fréquence cardiaque est plutôt un indicateur

Score	Effort perçu
0	Rien
0,5	Très très faible
1	Très faible
2	Faible
3	Modéré
4	Un peu dur
5	Dur
6	
7	Très dur
8	
9	
10	Très très dur
•	Maximal

Table 3.1 *Échelle de Borg CR10*

de la charge physique globale et doit être prudemment interprétée au niveau individuel pour ce qui concerne la fatigue [177].

### Thermographie infra-rouge

Elle consiste à quantifier l'évolution de l'hémodynamique à l'aide de techniques optiques (spectroscopie dans le proche infrarouge - NIRS). Lors des contractions musculaires, la pression, le volume et l'oxygénation du sang sont modifiés. Le taux d'oxygénation des tissus (TOI) peut être mesuré d'après l'absorption infra-rouge des molécules d'hémoglobine. Pour des efforts isométriques et semi-dynamiques biceps, l'évolution de ce TOI est corrélé à la durée de contraction et fournit donc une estimation indirecte de la fatigue [176].

### Techniques acoustiques

Les techniques d'imageries ultrasonores peuvent être utilisées pour identifier l'évolution de la forme du muscle pendant sa contraction. Des études ajoutant des mesures sonomyographiques (SMG) et EMG combinées semblent indiquer l'intérêt de cette approche [176]. Les propriétés spécifiques de différentes muscles ont également été caractérisées dans d'autres bandes de fréquences acoustiques (Acoustic Myography - AMG; Evoked Phono-Myography - AMG).

### Techniques mécano-myographiques

Cette famille englobe toutes les techniques reposant sur des mesures mécaniques externes (forces, angles, accélérations, vibrations) à l'aide capteurs de type micro, piézo, goniomètres, laser, etc. [176].

Ces techniques restent toutefois assez marginales dans la littérature concernant la fatigue musculaire et l'analyse du mouvement.

### 3.4 Estimation d'un niveau de fatigue

Dans la quasi totalité des articles cités dans la section précédentes, les descripteurs utilisés (issus de l'EMG ou la diminution de l'effort maximal) permettent de mettre en évidence la survenue de la fatigue, quand une modification statistiquement significative du descripteur est constatée, mais pas de quantifier un « niveau courant de fatigue musculaire » ni d'estimer les capacités résiduelles avant l'épuisement volontaire. Cette problématique n'est pas directement liée à l'objectif des travaux de thèse<sup>6</sup>, mais serait susceptible de l'éclairer.

#### 3.4.1 Indice spectral de fatigue localisée

Les travaux de Dong et al. [170] proposent un indice de fatigue  $l_{fatigue}$  défini comme le pourcentage de variation entre la fréquence moyenne du spectre  $f_{mean,t}$  à l'instant  $t$  et sa valeur initiale  $f_{mean,0}$  (cf. équation (3.11)). Les auteurs calculent une estimation de ce niveau de fatigue  $\tilde{l}_{fatigue}$  à partir d'une estimation de la fréquence moyenne du spectre EMG  $\hat{f}_{mean,t}$  calculée à l'aide d'un filtre de Kalman (cf. équation (3.12) et figure 3.4.1). Tel qu'il est défini, cet indice vaut 0 en l'absence de fatigue et prend une valeur négative avec la survenue de la fatigue, mais sa valeur à l'épuisement n'est pas connue *a priori* et on ne peut donc pas faire d'estimation des capacités résiduelles.

$$l_{fatigue} = \frac{f_{mean,t}}{f_{mean,0}} - 1 \quad (3.11)$$

$$\hat{l}_{fatigue} = \frac{\hat{f}_{mean,t}}{f_{mean,0}} - 1, \text{ avec } \hat{f}_{mean,t} = \hat{\varphi}_t \cdot t + \epsilon_t \text{ estimée par un filtre de Kalman} \quad (3.12)$$

#### 3.4.2 Effort perçu

L'effort perçu exprimé à l'aide de l'échelle de Borg  $CR_{10}$  semble pouvoir donner une indication approximative du niveau de fatigue et du temps d'épuisement. Pour des activités répétitives, Gates et Dingwell ont systématiquement relevé un score de 10 au moment de l'épuisement [83]. L'évolution temporelle de ce score n'est généralement pas linéaire et dépend de la tâche et du sujet, mais dans le cas d'une activité cyclique et continue, une relation expérimentale a été établie entre la durée d'exercice  $d$  (exprimée en % du temps d'épuisement) et le score  $CR_{10}$  (cf. équation (3.13)) [177]. Cette relation indique que, pour la population considérée, un effort continu inférieur à 38% de l'effort maximal n'occasionnerait pas d'épuisement<sup>7</sup> et que la moitié du temps d'endurance ( $d = 50\%$ ) serait atteinte quand le score de 6,6 est exprimé par le sujet.

$$CR_{10} = 3,8 + 0,057 d \quad (3.13)$$

6. on ne cherche pas explicitement à prévoir ni à optimiser la fatigue musculaire liée à la tâche.

7. cette hypothèse est discutée à la section 3.5.1.

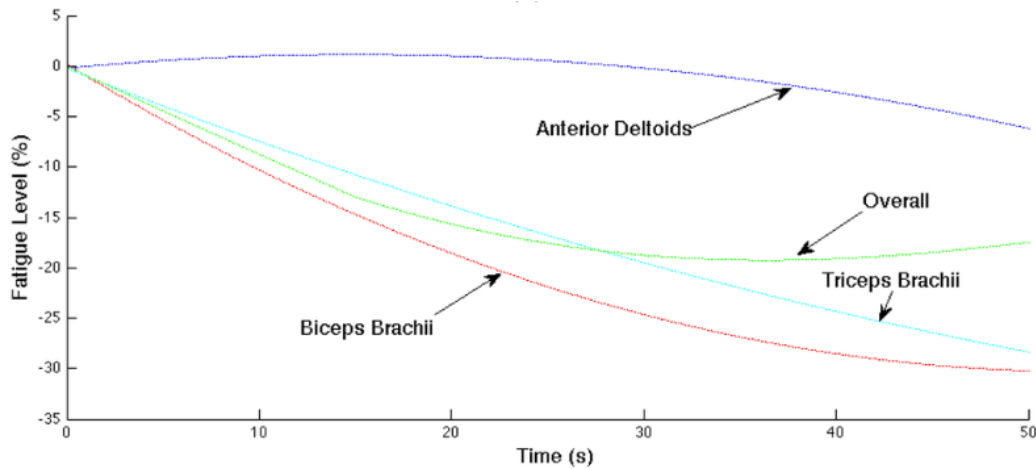


Fig. 3.11 Évolution de l'indice expérimental de fatigue localisée pour trois muscles lors d'une activité de flexion du coude (charge 10 kg) - tiré de [170]

### 3.5 Modélisation de la fatigue musculaire

Les travaux cherchant à modéliser et prédire la fatigue ont longtemps été limités à des modèles empiriques basés sur l'ajustement de données expérimentales reliant l'intensité d'un effort isométrique et le temps d'endurance (MET). Depuis le début des années 2000, la modélisation de la fatigue musculaire a connu un renouveau et différents types de modèles ont été décrits dans la littérature [180] :

**Des modèles de MET.** Ce sont surtout des modèles de type « puissance » ou « exponentiel » ou dérivés des travaux de Rohmert [181]. Ces modèles sont peu représentatifs d'une activité professionnelle pour laquelle, de manière générale, les efforts musculaires sont dynamiques et où l'épuisement n'est pas acceptable.

**Des modèles proches de la biochimie.** Ces modèles cherchent à rendre compte des mécanismes biochimiques régissant la contraction musculaire (cf. section 3.1.1). Par exemple, le modèle de Ding et al. [182] a été développé pour améliorer les motifs d'excitation appliqués à des patients souffrant de problèmes neurologiques (stimulation électrique fonctionnelle). Il nécessite cependant un très grand nombre de paramètres par muscle (plus de 20 pour le quadriceps seulement). Ce modèle a été implémenté dans le logiciel de simulation musculo-squelettique SANTOS.

**Des modèles de type « éléments finis ».** Ces modèles sont plus orientés vers une compréhension des phénomènes existant à l'échelle intra-musculaire, par exemple les modèles développés par Böl et al. [183].

**Des modèles « biophysiques »** Ces modèles se basent sur des approches plus empiriques et plus intuitives de la fatigue : modèles à compartiments, modèles « réservoir », ils reposent sur des équations différentielles pour estimer l'évolution dynamique du système, et recourent généralement à un nombre limité de paramètres.

Les modèles « biochimiques » et « éléments finis » apparaissent complexes et contraignant à mettre en œuvre (nombre de paramètres, temps de calcul) pour un usage lors de la

conception de postes de travail. Pour leur part, les modèles de MET sont d'une approche assez simple, même s'ils ne sont pas forcément adaptés pour des activités de travail, dynamiques par essence. Les modèles « biophysiques » semblent présenter un compromis entre complexité et utilisabilité dans le contexte de simulation considéré dans cette thèse. Les sections suivantes présentent les principaux modèles de MET et « biophysiques » identifiés dans la littérature.

### 3.5.1 Modèles exponentiels de MET

Ces modèles sont limités au cas d'efforts isométriques continus. El Ahrache a comparé 24 modèles liant l'effort relatif  $f_{\%MVC}$  et le MET, généralement sous forme d'une fonction exponentielle décroissante [181]. Pour certains de ces modèles, il existe une valeur limite de l'effort  $f_{\%MVC}$ , appelée *limite d'endurance*, en dessous de laquelle l'exercice pourrait être maintenu sans épuisement. La valeur de cette limite d'endurance ne fait pas consensus : une valeur de 38% est citée dans [177], une autre de 15% est citée dans [184], et l'existence même de cette limite est rejetée dans [160]. La posture globale du sujet, la localisation des groupes musculaires considérés (dos, membre supérieur) et les caractéristiques individuelles ont une forte influence sur le MET, en particulier pour les efforts faibles. La figure 3.12 représente les courbes reliant les MET et l'effort recensés dans [181].

### 3.5.2 Modèle de Freund et Takala

Dans ce modèle, le muscle est considéré comme un « réservoir » [185] : il dispose d'une capacité instantanée de production de force  $S^0$  qui varie entre 0 et  $S^{max}$ , et diminue proportionnellement à l'effort exercé  $S$  selon une constante  $\beta$ . Cette capacité peut être reconstituée selon une constante  $\alpha$  qui représente les apports extérieurs (oxygène et nutriments apportés par le flux sanguin). L'équation suivante traduit ce modèle :

$$\frac{dS^0}{dt} = -\beta S + \alpha(S^{max} - S^0) \quad (3.14)$$

où  $S^{max}$  est déduit de la littérature. Les paramètres  $\alpha$  et  $\beta$  sont supposés constants et calculés d'après le MET pour un effort isométrique.

Ce modèle est avant tout un modèle qualitatif. Son usage vise une compréhension générale de paramètres expérimentaux permettant de préciser une campagne de mesure. Il n'a été mis en œuvre que pour la modélisation musculo-squelettique d'une tâche statique du membre supérieur et n'a été validé par aucune expérimentation.

### 3.5.3 Modèle à compartiments de Liu, Brown et Yue (LBY)

Le premier modèle de fatigue musculaire « à compartiments » a été proposé par Liu, Brown et Yue [186]. Il cherche à intégrer toute la chaîne de génération de la force, depuis le SNC jusqu'aux fibres musculaires, et rend compte des phénomènes de fatigue et de récupération. Dans ce modèle, que l'on note « LBY » dans la suite de ce document, le muscle

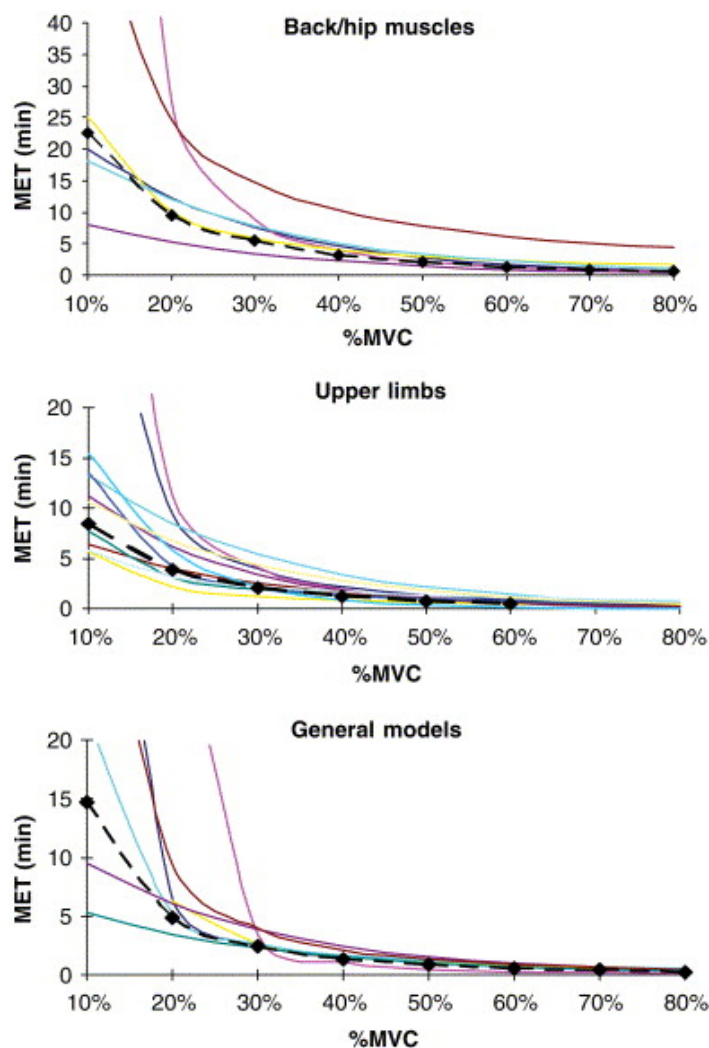


Fig. 3.12 Modèles de MET - tiré de [181]. La courbe en tirets noirs représente le 15<sup>ème</sup> percentile du modèle résultant de la synthèse des expérimentations considérées (en couleurs). L'effort courant, noté %MVC est exprimé relativement à la contraction maximale volontaire (MVC).

est constitué d'un nombre de fibres  $M_0$ , limité et constant. Au repos, toutes les fibres sont dans l'état inactif (désigné par l'indice  $uc$ ). Sous l'effet d'une commande du SNC, à chaque instant, une partie des fibres au repos passe à l'état activé (indice  $A$ ), une partie des fibres activées passe à l'état fatigué (indice  $F$ ) et une partie des fibres fatiguées revient à l'état actif (cf. figure 3.13). Seules les fibres dans l'état actif produisent de la force. Chacune d'entre elles contribue par un effort élémentaire  $u_0$ , constant pendant qu'elle est activée. D'après les auteurs, cette modélisation est acceptable pour un muscle contenant au moins une centaine d'UM. Le passage d'un état à l'autre est défini par trois coefficients de proportionnalité, notés respectivement  $B$  (brain command),  $F$  et  $R$ .

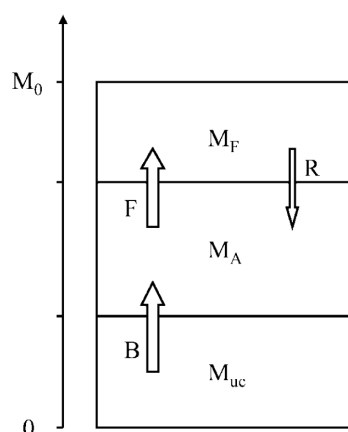


Fig. 3.13 Les 3 compartiments du modèle de LBY - tiré de [186]

Les équations suivantes régissent le système :

$$M_{uc} = M_0 - M_A - M_F \quad (3.15)$$

$$\frac{dM_A}{dt} = B.M_{uc} - F.M_A + R.M_F \quad (3.16)$$

$$\frac{dM_B}{dt} = F.M_A - R.M_F \quad (3.17)$$

Dans le cas général,  $B$ ,  $F$  et  $R$  sont fonction de l'activité et sont susceptibles de varier dans le temps. Dans le cas simple d'un effort isométrique maximal,  $B$ ,  $F$  et  $R$  sont constants et les solutions du système sont des exponentielles (cf. figure 3.14).

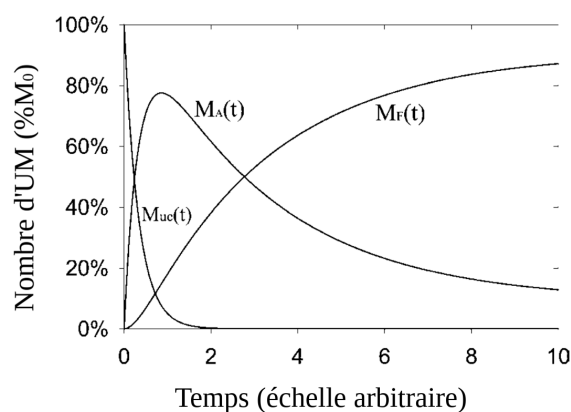


Fig. 3.14 Simulation d'un effort maximal isométrique avec le modèle de LBY - tiré de [186]

Le modèle LBY peut être décomposé en sous-modèles activés successivement pour tenir compte des 3 types d'UM et de leur fatigabilité respective (cf. section 3.1.1) : les équations (3.15), (3.16) et (3.17) sont déclinées pour chaque type d'UM (par exemple, celles de type I sont caractérisées par une faible fatigabilité :  $F \approx 0$  et  $R \approx 0$ ). Ce modèle a été validé expérimentalement pour 10 sujets effectuant une tâche de MVC en préhension [186].



### 3.5.4 Modèle dynamique de Ma, Chablat, Bennis, Zhang et Guillaume (MCBZG)

Ma et al. ont proposé un modèle de fatigue dynamique [187] qui a ensuite été enrichi et intégré dans des DHM et en RV [188, 189, 30]. Dans la suite de ce document, ce modèle est désigné « MCBZG ». Les équations suivantes régissent le modèle :

$$\frac{dU}{dt} = \frac{MVC}{F_{cem}} \cdot \frac{F_{load}}{F_{cem}} \quad (3.18)$$

$$\frac{dF_{cem}}{dt} = -k \cdot \frac{F_{load}}{MVC} \cdot F_{cem} \quad (3.19)$$

où  $U$  quantifie le niveau de fatigue,  $MVC$  est l'effort maximal que l'opérateur peut fournir en l'absence de fatigue,  $F_{cem}$  est l'effort maximal courant compte tenu de la fatigue,  $F_{load}$  est l'effort courant que l'opérateur doit fournir pour réaliser la tâche considérée, et  $k$  est une constante positive qui module la décroissance de la capacité de production de force. L'équation (3.18) exprime que les performances instantanées de l'opérateur décroissent d'autant plus vite que l'effort à fournir est proche de l'effort maximal. L'équation (3.19) exprime que l'indice de fatigue augmente d'autant plus vite que l'effort à fournir est proche des performances maximales courante et que l'opérateur est déjà fatigué.

Pour tenir compte du phénomène de récupération, l'équation 3.20 a été ajoutée au modèle initial :

$$\frac{dF_{cem}}{dt} = R(MVC - F_{cem}) \quad (3.20)$$

Pour un effort statique maximal, une solution analytique peut être trouvée, sous forme d'une exponentielle. Un MET peut être calculé (le temps au bout duquel  $F_{cem} = F_{load}$ ), il présente une bonne cohérence avec différents modèles de MET issus de la littérature.

La formulation mathématique du modèle rend sa transposition au domaine articulaire très simple, en remplaçant les forces par des couples d'actionnement. De fait, ce modèle a pu être implémenté dans un HV pour le calcul de postures statiques de travail minimisant à la fois l'inconfort et la fatigue, afin de calculer un temps de cycle compatible avec les performances d'une population donnée [31, 30]. Il a également été intégré au logiciel de simulation musculo-squelettique OpenSim et appliqué à l'étude la course [190]. La littérature ne décrit pas une validation approfondie de ce modèle.

### 3.5.5 Modèle à compartiments de Xia et Frey-Law (XFL)

Xia et Frey-Law ont proposé une adaptation du modèle à compartiments LBY (cf. section 3.5.3) dans l'intention de prédire la fatigue induite par un exercice dynamique et sous-maximal [191]. Dans la suite de ce document, on notera ce modèle « XFL ». Les modifications apportées au modèle de Liu sont les suivantes :

- les effectifs des compartiments sont exprimés en pourcentage de l'effort maximal volontaire, donc sans unité ;
- les cellules fatiguées retournent à l'état de repos (et non pas à l'état actif) ;
- la commande de transition repos→actif n'est plus proportionnelle, mais dépendante de l'état de fatigue et de l'effort demandé (cf. figure 3.15 et équation (3.27)).

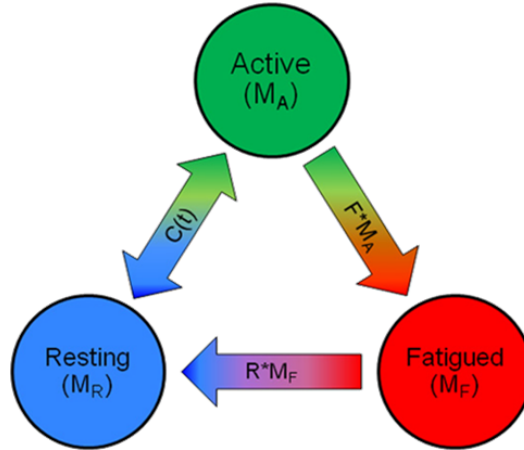


Fig. 3.15 Modèle de fatigue à 3 compartiments de Xia et Frey-Law - tiré de [192]

Les équations (3.15), (3.16) et (3.17) sont modifiées comme suit :

$$\frac{dM_R}{dt} = -C + R.M_F \quad (3.21)$$

$$\frac{dM_A}{dt} = C - F.M_A \quad (3.22)$$

$$\frac{dM_F}{dt} = F.M_A - R.M_F \quad (3.23)$$

$$100 = M_R + M_A + M_F \quad (3.24)$$

où  $M_R$ ,  $M_A$  et  $M_F$  sont respectivement le pourcentage d'UM au repos, actives ou fatiguées, et  $R$  et  $F$  sont respectivement les taux de récupération et de fatigue. Le paramètre dynamique  $C$  de passage de l'état de repos à l'état actif est déterminé par les équations :

$$C = L_D(TL - M_A) \quad \text{si } M_A < TL \text{ et } M_R > (TL - M_A) \quad (3.25)$$

$$C = L_D.M_R \quad \text{si } M_A < TL \text{ et } M_R < (TL - M_A) \quad (3.26)$$

$$C = L_R(TL - M_A) \quad \text{si } M_A \geq TL \quad (3.27)$$

où  $TL$  est l'effort courant attendu (*Target Load*), exprimé en % de l'effort maximal sans fatigue.  $L_D$  et  $L_R$  sont respectivement le facteur de développement de l'effort et le facteur de relaxation. Ils sont supposés constants.

En outre, Xia et Frey-Law définissent deux descripteurs supplémentaires de la fatigue :

- les capacités résiduelles  $RC$ , qui correspondent à l'effort maximal produit si toutes le UM non fatiguées étaient activées immédiatement (cf. équation (3.28));
- l'intensité de la commande  $BE$  (*Brain effort*) qui s'apparente à l'effort perçu par le sujet (cf. équation (3.29)).

$$RC = 100\% - M_F \quad (3.28)$$

$$BE = \begin{cases} \frac{TL}{RC} & \text{si } TL \leq RC \\ 100\% & \text{si } TL > RC \end{cases} \quad (3.29)$$

La figure 3.16 représente la simulation de tous les indicateurs de fatigue musculaire du modèle XFL pour un effort isométrique égal à 18% de l'effort maximal d'abduction de l'épaule.

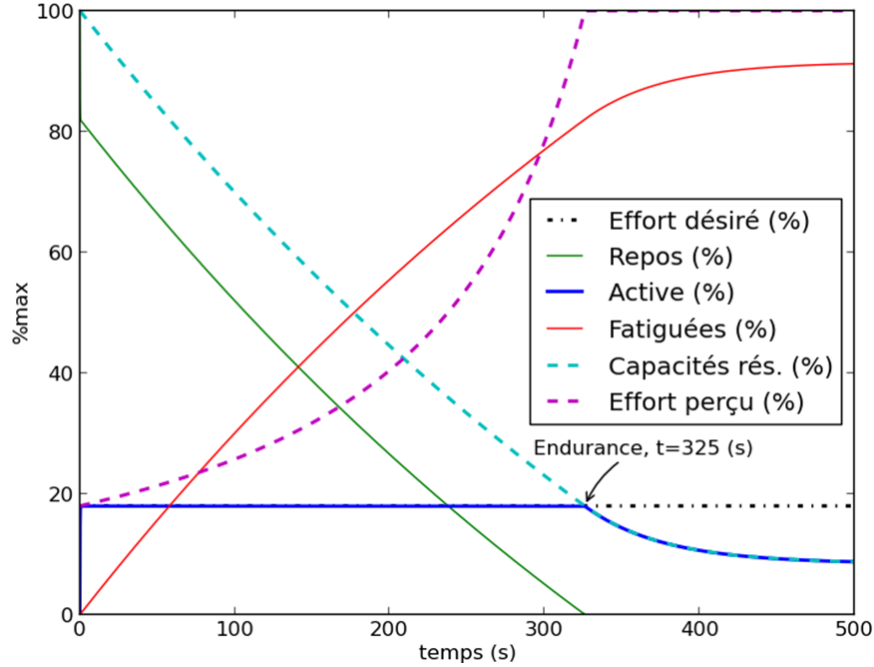


Fig. 3.16 Simulation d'un effort isométrique de 18% de l'effort maximal d'abduction de l'épaule par le modèle XFL

Ce modèle de fatigue a été couplé à un modèle musculaire de type modèle de Hill pour une simulation de la fatigue à l'aide du logiciel de simulation musculo-squelettique OpenSim, pour la flexion de l'avant-bras [193] et pour le muscle Adductor Pollicis avec une adaptation du modèle XFL pour tenir compte de sa caractéristique UM type I [194].

Comme pour le modèle de LBY, le modèle XFL peut également être transposé en actionnement articulaire, en exprimant l'effort de consigne  $TL$  en couple et non en force, d'après les couples d'actionnement courant  $\tau$  et maximal  $\Gamma^{max}$  :

$$TL = \frac{\tau}{\Gamma^{max}} \quad (3.30)$$

Frey-Law et al. ont déterminé les valeurs des paramètres  $F_{ref}^{art}$  et  $R_{ref}^{art}$  pour différentes articulations [192] à partir de données expérimentales de fatigue (MET) [195]. Pour toutes les articulations étudiées, les MET simulés avec ces valeurs de  $F_{ref}$  et  $R_{ref}$  sont compatibles avec les intervalles de confiance des MET observés expérimentalement. Ces travaux ont également montré que l'hypothèse de paramètres  $F$  et  $R$  constants, proposée par Liu et al. pour des efforts de courte durée, semble applicable à des conditions expérimentales plus larges, en tout cas pour des efforts de faible intensité. Les valeurs  $F_{ref}^{art}$  et  $R_{ref}^{art}$  semblent indiquer que le phénomène de récupération est approximativement 10 à 15 fois plus lent que le phénomène de fatigue en conditions isométriques (cf. tableau 3.2).

Dans le cas d'un effort intermittent, un paramètre correctif a été proposé [196], et l'équa-

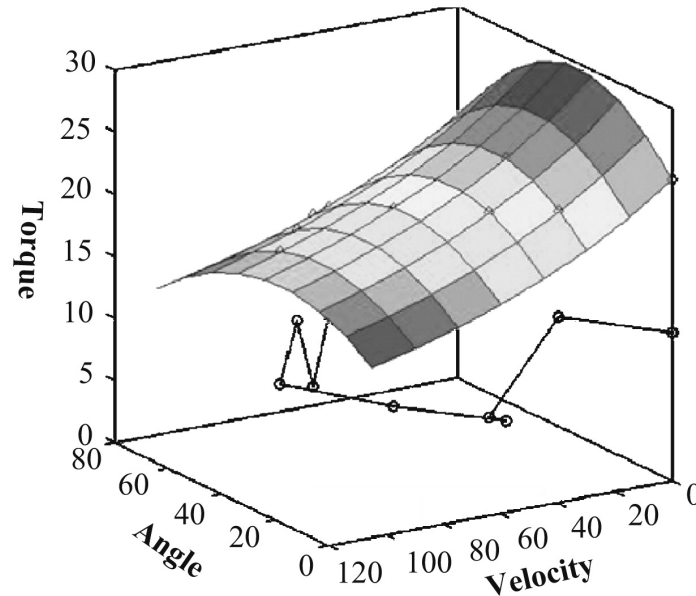


Fig. 3.17 Exemple de surface Torque-Velocity-Angle - tiré de [192]

Articulation	$F_{art}^{ref}$	$R_{art}^{ref}$
Cheville	0.00589	0.00058
Genou	0.01500	0.00149
Tronc	0.00755	0.00075
Épaule	0.01820	0.00168
Coude	0.00912	0.00094
Main	0.00980	0.00064
Par défaut	0.00970	0.00091

Table 3.2 Paramètres de fatigue articulaire du modèle XFL - tiré de [192]

tion (3.23) est modifiée comme suit :

$$\frac{dM_F}{dt} = F.M_A - R.r.M_F \text{ si } C = 0 \quad (3.31)$$

avec  $r$  un facteur multiplicateur, défini par articulation et supposé constant dans le temps (cf. tableau 3.3). Pour des tâches dynamiques ou impliquant de la co-contraction, ce paramètre  $r$  ne s'est pas avéré pertinent.

### 3.5.6 Comparaison du modèle dynamique de Ma et du modèle XFL

E. Rashedi a procédé à une comparaison des modèles MCBZG et XFL, ainsi qu'à une analyse de sensibilité du MET simulé selon les paramètres respectifs de fatigue  $F$  et de récupération  $R$  [180, 197]. En conditions isométriques, les deux modèles conduisent à des simulations très proches. Globalement, les modèles sont plus sensible au taux de fatigue  $F$

Articulation	Multiplicateur $r$
Cheville	17
Genou	11
Coude	14
Épaule	16
Main	26

Table 3.3 Multiplicateur de récupération pour un effort intermittent - tiré de [196]

qu'au taux de récupération  $R$ , surtout pour des efforts faibles. En conditions non isométriques, les MET simulés diffèrent significativement [180]. Le paramètre de récupération  $R$  peut fortement varier selon le type d'activité (niveau moyen, rapport cyclique).

## 3.6 Implémentation d'un modèle de fatigue dans l'humain virtuel

### 3.6.1 Choix des descripteurs de fatigue

Ces travaux de thèse impliquent de pouvoir mettre en évidence la survenue de la fatigue musculaire lors d'une tâche expérimentale de validation. Pour cela, les descripteurs « classiques » de l'EMG (amplitude et fréquence centrale du spectre agrégés par cycle pour un traitement temps-fréquence) semblent suffisants.

### 3.6.2 Choix du modèle de fatigue

Choix du modèle de fatigue musculaire pour le démonstrateur Différents types de modèles de fatigue musculaire ont été décrits dans la section précédente. Tous ne présentent pas le même intérêt concernant leur intégration dans un logiciel de simulation par humain virtuel. Les modèles empiriques de MET sont simples à mettre en œuvre mais manquent de généralité (forte dépendance à la tâche) et ne conviennent pas pour des tâches dynamiques représentatives d'une activité professionnelle. Les modèles biochimiques et les modèles à éléments finis paraissent complexes à paramétrer et à interfacer avec les outils d'aide à la conception. Les modèles biophysiques apparaissent donc les plus appropriés en vue d'un usage intégré à un logiciel d'humain virtuel, notamment le modèle dynamique de Ma et le modèle à compartiment XFL [180] qui présentent les caractéristiques suivantes : actionnement articulaire possible, effort dynamique avec récupération, faible nombre de paramètres, indépendance théorique de la tâche considérée, temps de calcul, etc.

### 3.6.3 Effort maximal de référence

Le modèle MCBZG comme le modèle XFL nécessitent d'exprimer l'effort courant (noté respectivement  $F_{load}$  ou  $TL$ ) relativement à un effort maximal volontaire  $MVC$ . En toute rigueur, ces données dépendent fortement du sujet et de la tâche, notamment de la posture

[160]. Frey-Law et al. proposent de recourir à des données expérimentales, par exemples les caractéristiques TVA (torque-velocity-angle surfaces, cf. figure 3.17) [198]. À défaut, il est possible de se référer à quelques valeurs de référence disponibles dans la littérature pour certaines articulations et certaines postures. Par exemple, des couples maximum de référence ont été décrits pour l'épaule [199] et pour le coude [200]. Ces valeurs sont très parcellaires, mais plusieurs sont accessibles dans certains logiciels d'humains virtuels utilisés en conception de poste de travail pour l'évaluation des facteurs de risques biomécaniques, notamment les mannequins Human (suite Delmia, Dassault Systèmes) et Jack (suite Tecnomatix, Siemens).

L'implémentation du modèle XFL et sa mise en œuvre sont présentés dans les chapitres 4 et 5. La mise en évidence de la fatigue lors de la tâche expérimentale de référence est décrite au chapitre 5.



# 4 – Simulation par humain virtuel de la variabilité du mouvement induite par la fatigue musculaire

L'estimation *a priori* des facteurs de risques d'accident ou de maladie professionnels est un élément essentiel de la démarche de prévention intégrée. Pendant les premières phases de la conception d'un équipement de travail, alors qu'aucun prototype physique n'est disponible, la simulation par humain virtuel (HV) peut fournir des informations utiles au concepteur, à condition que l'activité simulée soit suffisamment représentative des postures, mouvements et efforts exercés par les futurs opérateurs (cf. chapitre 1). Ces travaux visent à développer un démonstrateur d'HV capable de rendre compte de la variabilité du mouvement (VM), actuellement négligée en dépit de son influence potentielle sur les postures et les efforts de l'opérateur futur, donc sur l'estimation des facteurs de risques. Ce démonstrateur est conçu pour rendre uniquement compte de la VM induite par la fatigue musculaire.

La première section de ce chapitre rappelle succinctement les besoins identifiés concernant la simulation de la VM pour l'aide à la conception de postes de travail. La section suivante présente un état de l'art de la simulation par HV mise en œuvre en conception d'équipements de travail. La troisième section décrit l'architecture du démonstrateur développé. La quatrième section décrit l'intégration dans le contrôleur d'humain virtuel du modèle de fatigue musculaire précédemment choisi, le modèle XFL (cf. chapitre 3).

## 4.1 Simulation de la VM au poste de travail : besoins identifiés

Les principaux indicateurs d'évaluation ergonomique utilisés en conception de postes de travail reposent sur l'analyse d'un nombre limité de postures (les plus critiques du point de vue des facteurs de risques biomécaniques), voire d'une séquence de mouvements continue pour une estimation des risques affinée [16]. Pour une évaluation fiable, la mise en posture et l'animation de l'HV doivent être aussi représentatives que possible de l'activité future [201].

L'objectif opérationnel de la thèse consiste à développer, à titre de démonstrateur de faisabilité, un modèle d'HV permettant de simuler de manière physiquement réaliste la VM induite par la fatigue musculaire lors de la réalisation d'une tâche répétitive de pointage



(cf. sections 1.3.1, 2.4.3 et 3.6.2), avec l'intention d'intégrer tout ou partie de ce démonstrateur dans les outils d'aide à la conception de poste de travail. Une contrainte forte pour l'utilisabilité de ce démonstrateur est qu'il modifie au minimum le flux de travail du concepteur. Celui-ci repose notamment sur la description des tâches élémentaires que l'opérateur doit exécuter (gamme opératoire, cf. tableau 2.1 page 18) qui sert de base à leur évaluation ergonomique (cf. figure 1.4 page 5).

Le démonstrateur envisagé doit donc répondre aux besoins suivants :

**Réalisme** : la simulation doit respecter les lois de la physique ainsi que le comportement moteur humain ;

**Autonomie** : l'utilisateur n'intervient pas pendant la simulation pour modifier les paramètres des modèles ou de la commande de l'HV ;

**Généricité** : le démonstrateur doit simuler la VM induite par la fatigue musculaire pour tout type de d'activité (position debout ou assise, tâche corps-entier, etc.), idéalement sans autres paramètres à définir que ceux qui décrivent la tâche prescrite (géométrie du poste et des outils, cadence, efforts nominaux) ;

**Compatibilité avec les outils d'aide à la conception** : la simulation de l'activité avec VM doit nécessiter un minimum d'actions supplémentaires par rapport à une simulation « classique ». La mise en œuvre du démonstrateur ne doit pas exiger d'expertise spécifique de la part du concepteur<sup>1</sup>. Le démonstrateur doit, à terme, pouvoir être intégré dans un logiciel de mannequin numérique de type CAO ;

**Temps de calcul** : il doit être de l'ordre de grandeur du temps simulé sur une station de travail comparable à celles utilisées en conception de postes de travail.

## 4.2 Modèles d'humains virtuels et synthèse de mouvement d'un humanoïde : état de l'art

La modélisation du système musculo-squelettique ainsi que l'analyse et la synthèse du mouvement humain font l'objet d'une littérature abondante, alimentée par de nombreuses disciplines (physiologie, biomécanique et mouvement sportif, neurosciences, animation et infographie, robotique, etc.). Malgré la somme de connaissances déjà fixées, le mouvement humain - et en particulier son contrôle - soulève encore un très grand nombre de questions. Les paragraphes suivants proposent un état de l'art de la modélisation et de la synthèse du mouvement selon la perspective de l'aide à la conception ergonomique de postes de travail.

### 4.2.1 Humains virtuels pour l'aide à la conception

Dans le cadre de ces travaux, le terme « Humain Virtuel » désigne un modèle numérique rendant compte de l'anthropométrie, de la cinématique et de la dynamique des mouvements d'un humain (cf. section 1.1.3.1 page 5). Cette définition distingue un HV d'un *avatar*, qui est

---

1. les questions liées à la physiologie, la biomécanique ou l'ergonomie sont traitées en collaboration avec les experts en prévention impliqués dans le projet de conception.

une représentation uniquement graphique d'un humain telle qu'on peut en rencontrer dans le domaine du jeu vidéo ou de la réalité virtuelle (RV) [202]. Pour ce type d'applications, en effet, il n'est pas forcément nécessaire que l'humanoïde représenté respecte la cinématique du corps humain (notamment l'amplitude angulaire des DDL du corps) ni les lois de la physique : il est alors plutôt question d'*animation* que de simulation du mouvement [203].

Dans le domaine de l'aide à la conception, à la fin des années 1960, les premiers HV permettaient essentiellement une représentation visuelle d'une forme humaine, leur principal usage étant alors de calculer des efforts statiques localisés [204], ou encore vérifier des zones d'atteinte et des contraintes d'encombrement géométrique [205]. Les fonctions de mise en posture étaient assurées par l'utilisateur. Avec l'évolution des technologies informatiques, des fonctionnalités de simulation graphique et physique ont été ajoutées (cf. figure 4.1), par exemple le calcul du champ visuel de l'opérateur à son futur poste de travail, ou encore l'estimation des facteurs de risques biomécaniques à partir de grilles d'évaluation ergonomique utilisées en conception de poste de travail (cf. section 1.1.3 page 4). Depuis le milieu des années 2000, l'utilisation des HV est devenue courante pour la conception de produits et de process dans les industries automobile, aéronautique ou agro-alimentaire, ainsi que pour la formation des opérateurs [206]. De nombreux logiciels d'HV ont été recensés dans la littérature, certains bien installés dans les bureaux d'études industriels, d'autres plutôt à vocation de recherche [10, 207, 208, 209]. Pour les premiers, on constate depuis quelques années que les deux logiciels HUMAN (Dassault Systèmes) et JACK (Siemens) sont les plus répandus [210] car ils sont intégrés dans des offres incluant des fonctionnalités PLM<sup>2</sup> ou de l'Industrie 4.0<sup>3</sup>.

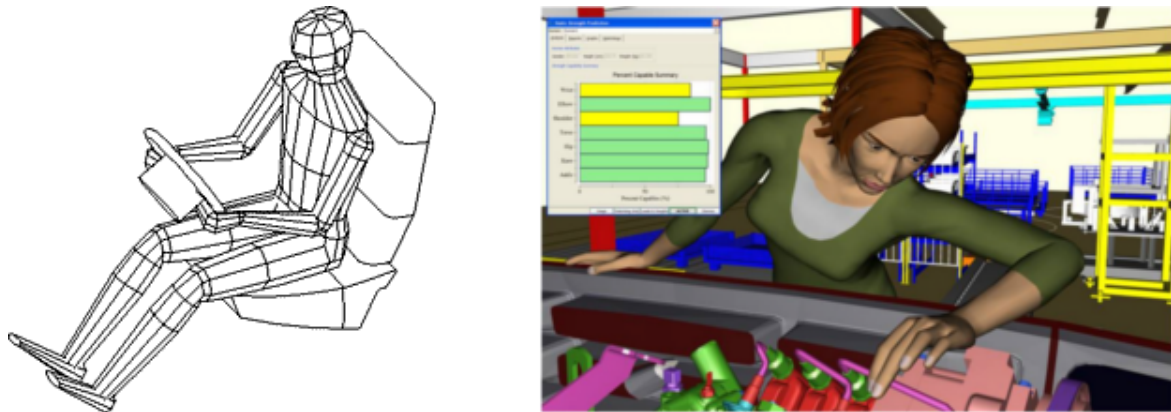


Fig. 4.1 Exemples d'HV pour la conception de postes de travail : à gauche, Ergoman (1983) ; à droite, Jack (2014)

La communauté des HV pour la conception de postes de travail est très active. Des logiciels ainsi que des prestations d'aide à la conception de poste de travail sont disponibles,

2. Product Lifecycle Management, gestion de l'ensemble de la vie du produit et du process depuis les premières étapes de conception jusqu'au démantèlement / recyclage, en passant par la maintenance.

3. ensemble des outils d'automatisation et d'intégration numérique de la chaîne de production permettant de rendre celle-ci plus agile et flexible, plus respectueuse de ses travailleurs et de l'environnement.

indépendamment d'une suite logicielle de CAO/PLM : on peut citer par exemple Simulhom<sup>4</sup> (Numeritrade), Nawo<sup>5</sup> (HRV), HIM<sup>6</sup> (Optis), IMPROOV<sup>7</sup> (MiddleVR), IMMA [211, 212], etc. La communauté des HV connaît en outre une certaine convergence avec la communauté de la simulation biomécanique. Par exemple, des modèles d'HV d'aide à la conception peuvent être interfacés à des logiciels de simulation neuro-musculosquelettique tels que AnyBody<sup>8</sup> (AnyBody Technology), Santos<sup>9</sup> (Santos Human Inc) ou Opensim<sup>10</sup> (logiciel libre créé par l'Université de Standford, USA) pour une étude approfondie du mouvement et de ses effets sur l'opérateur [213, 214, 215].

#### 4.2.2 Synthèse du mouvement d'un HV pour l'évaluation ergonomique de l'activité au poste de travail

Quel que soit le logiciel utilisé, la mise en situation ponctuelle d'un HV (posture du corps, positionnement dans l'environnement simulé) peut généralement être effectuée par l'utilisateur en cinématique directe (l'HV est comme une marionnette dont la « configuration » est ajustée à l'aide de la ligne de commande, du clavier ou de la souris). Mais une telle mise en posture manuelle est subjective. De plus, elle devient excessivement coûteuse en temps dès qu'il s'agit de simuler un mouvement entier. Pour faciliter l'animation d'une séquence continue de mouvements (et non plus uniquement de postures), différentes fonctionnalités ont été ajoutées aux principaux logiciels d'HV :

- animation automatisée à partir de briques élémentaires. Ces postures-clés (*key-frames*), corps entier (debout, assis, accroupi) ou locales (par exemple, pour la main, saisie en force, palmaire, en pince digitale), sont prédéfinies par l'éditeur du logiciel d'HV (cf. figure 4.2). Le concepteur peut également en définir lui-même, mais des connaissances en ergonomie / physiologie sont recommandées pour bien respecter les caractéristiques du comportement humain. Le logiciel synthétise ensuite le mouvement de l'HV, notamment par interpolation entre postures-clés ou par cinématique inverse. Malgré l'existence de telles postures de référence, la durée de réalisation d'une animation *visuellement naturelle* peut s'avérer rédhitoire dans le cas de séquences complexes de mouvements (jusqu'à 300 fois la durée de l'activité à simuler) ;
- animation par capture de mouvement (cf. figure 4.3). Depuis le début des années 2010, le développement et la diffusion de systèmes de capture de mouvement à coût réduit (caméras 3D actives et passives, accéléromètres, etc.) ont connu des progrès significatifs. L'animation d'un HV à partir de mouvements réels d'un opérateur a été grandement facilitée et, depuis cette période, une convergence croissante est constatée entre les HV d'aide à la conception de poste de travail et les environnements de réalité virtuelle [216].

Ces techniques, entre autres, facilitent la mise en mouvement de l'HV. Mais elles n'as-

---

4. <http://www.numeritrade.com/produit/simulhom-conception-de-postes-de-travail-ergonomiques/>  
 5. <http://www.hrv-simulation.com/nawo-live.html>  
 6. <https://www.optis-world.com/fr/produits-logiciel-simulation-lumiere-realite-virtuelle/him-logiciel-simulation-humaine>  
 7. <https://www.improovr.com/home-v2/>  
 8. <https://www.anybodytech.com/software/>  
 9. <https://www.santoshumaninc.com/>  
 10. <https://simtk.org/projects/opensim>

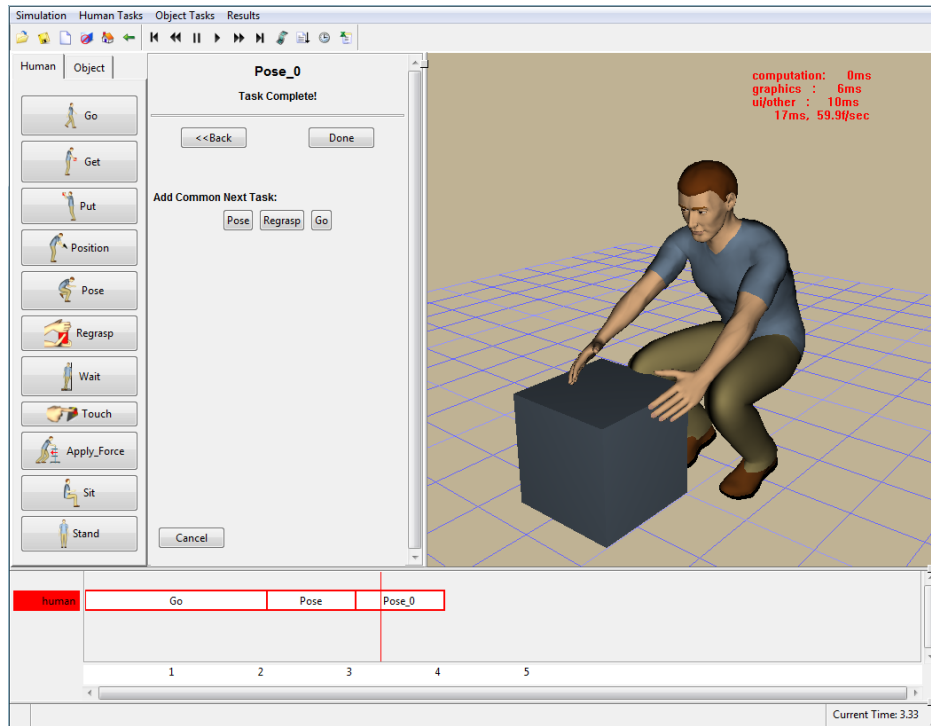


Fig. 4.2 Outil d'animation d'HV à partir d'une décomposition en tâches élémentaires pré-définies - logiciel Jack

surent pas que les mouvements simulés soient représentatifs du comportement humain. Dans le premier cas, les mouvements pré-enregistrés sont généralement stéréotypés et simplement « mixés » : par exemple, pour une tâche associant locomotion et port de charge, les mouvements des membres inférieurs et ceux des membres supérieurs sont définis indépendamment les uns des autres, conduisant à un mouvement d'apparence artificielle, et non représentatif de celui d'un opérateur réel. L'interpolation peut également donner lieu à des collisions entre différents segments corporels de l'HV ou son environnement (avec le sol par exemple). D'autre part, dans le deuxième cas, l'opérateur en RV ne manipule généralement que des « props<sup>11</sup> » (cf. figure 4.3) dont les caractéristiques géométriques et dynamiques ne correspondent pas à celles des objets réels. Certaines interactions dans l'environnement immersif (contacts et appuis, manipulation des props) ne sont donc pas représentatives des interactions réelles.

Pour pallier les difficultés de mise en mouvement d'un HV (temps d'animation, représentativité du comportement humain), le recours à un HV *autonome* apparaît une voie séduisante : une description de haut niveau de la tâche est utilisée pour qu'un logiciel contrôle l'HV sans intervention du concepteur. Les principaux types de contrôle d'HV décrits dans la littérature sont présentés ci-après : le contrôle « basé-données », le contrôle « basé-modèles » et, en plein développement depuis quelques années, les techniques d'intelligence artificielle et d'apprentissage.

11. maquettes simplistes des outils et objets manipulés.

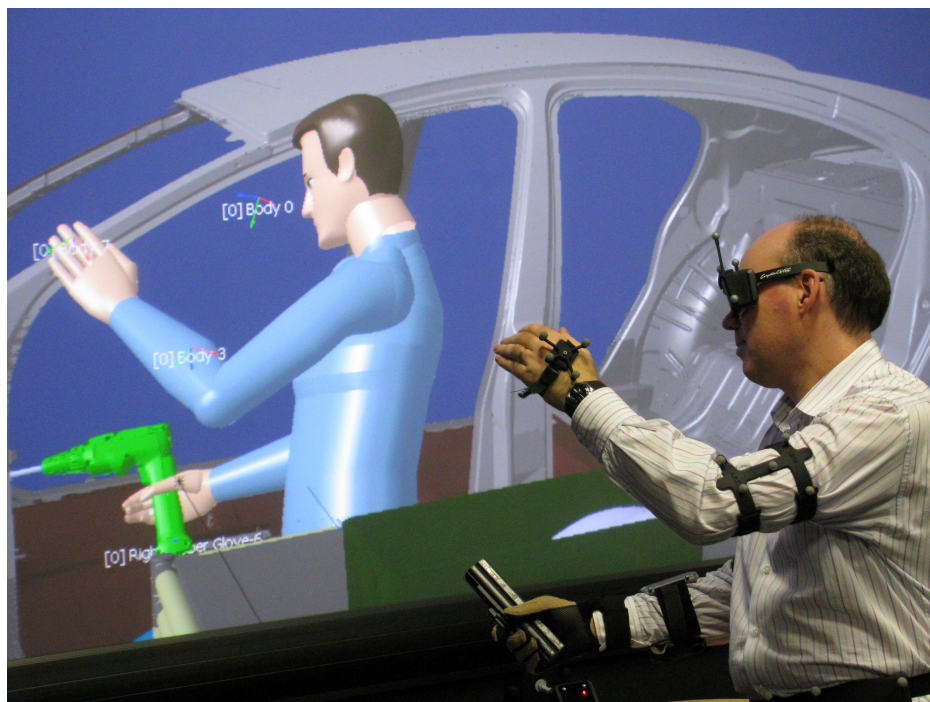


Fig. 4.3 Animation de l’HV Human par capture de mouvement en RV (image Haption)

#### 4.2.2.1 Approches basées « données »

L’approche « basée-données » (*data-based* ou *data-driven*) consiste à synthétiser un mouvement complexe « réaliste » en adaptant (*retargeting*) et combinant (*blending*) des mouvements réels élémentaires stockés dans une base de données, ou déduits d’une base de données par des techniques de réduction de dimensionnalité déjà évoquées (cf. section 2.2.2.4), par réseaux de neurones [217], etc. Les mouvements de référence obéissant aux lois de la physique et au contrôle moteur humain, on suppose que les mouvements simulés seront « suffisamment naturels » si les postures et mouvements de référence sont « suffisamment peu » déformés. Cette approche a été suivie, entre autre, pour les travaux de l’équipe HUMOSIM [201] ou le développement de l’outil d’aide à la conception *ema* [218]. Cette approche a également été utilisée dans le domaine du jeu vidéo puis de la réalité virtuelle [219]. Elle nécessite cependant de disposer d’une base de données comportant de très nombreux échantillons de mouvements de référence (sujets représentatifs d’une large plage de tailles et corpulences ; grande variété de tâches et d’objectifs). Cette approche a été appliquée avec succès pour l’étude de tâches spécifiques, notamment l’entrée et la sortie de véhicules pour des sujets jeunes ou séniors [220, 221].

Pour la synthèse de séquences de mouvements plus complexes et plus génériques, il devient nécessaire de constituer une base de données extrêmement volumineuse. Les techniques de graphes de mouvements (motion graphs) [222] ou de machines à états finis (finite state machines) [223] permettent alors d’identifier une succession d’échantillons appropriés dans la base de données. Les techniques de réduction de dimensionnalité sont pertinentes pour

une description plus compacte des mouvements de référence, ainsi que pour faciliter leur interpolation ou leur combinaison [202].

L'approche basée-données s'avère rapide et adaptée aux usages où la qualité de rendu visuel prévaut. Elle présente des limites pour les usages des HV où le réalisme physique est nécessaire, notamment pour l'évaluation des facteurs de risques biomécaniques dès les premières étapes de la conception de postes de travail. En effet :

- elle est très spécifique à une tâche donnée (il faut que les mouvements de référence soient similaires au mouvement que l'on veut simuler) ;
- elle ne respecte pas toujours les lois de la physique (l'accélération du CdM n'est pas forcément égale à la gravité, la conservation du moment cinétique n'est pas toujours vérifiée, l'actionnement articulaire simulé peut dépasser les performances humaines, les interpolations entre postures-clés peuvent violer les contraintes physiques : inter-pénétrations des pieds ou des mains de l'HV avec le sol ou l'environnement, etc. [202]) ;
- pour les cas d'étude où cela serait nécessaire, elle ne permet pas de simuler la réaction à des perturbations.

#### 4.2.2.2 Approches basées « modèles »

Parallèlement aux approches basées-données, des approches basées sur des modèles physiquement réalistes ont été proposées. La démarche consiste à synthétiser le mouvement d'un HV à l'aide de modèles reproduisant les caractéristiques de l'environnement<sup>12</sup> ou celles du comportement humain<sup>13</sup>. Ainsi, il est envisageable de synthétiser un mouvement d'HV physiquement réaliste et visuellement naturel sans référence à un mouvement réel préalablement enregistré, selon une approche de « dynamique prédictive » et des techniques d'optimisation numérique. Cette approche a été suivie pour le développement de l'humain virtuel SANTOS [225] et de nombreux autres travaux. Par exemple, De Magistris a proposé un simulateur d'HV permettant la réalisation d'une tâche manuelle d'assemblage (pose de clips) [207]. L'HV, debout au poste de travail, maintient son équilibre statique par un critère de stabilité du centre de masse (CdM) ; les déplacements des mains suivent le modèle de minimisation du jerk qui respecte le principe d'invariance cinématique du mouvement humain (les vitesses ont un profil « en cloche » [226]). Pour des situations dynamiques qui engagent l'équilibre de l'HV (perturbations, locomotion), des modèles de comportement plus complexes sont décrits dans la littérature, par exemple par contrôle prédictif du *Zero Moment Point*<sup>14</sup> (ZMP), simple ou distribué [227]. La simulation peut reposer sur différents types de contrôle de l'HV (en force, en position, en impédance) et différents critères à optimiser (dépendance énergétique, inconfort articulaire, actionnement articulaire, etc.). Le contrôleur peut fonctionner en boucle ouverte (feed-forward) ou inclure une rétroaction (feed-back) [207, 61]. Il est possible de lui imposer différentes contraintes (géométrie de l'environnement, cinématique et actionnement de l'HV), différents objectifs éventuellement concurrents (maintien de l'équilibre, déplacement

12. par exemple des modèles de contact.

13. par exemple la loi de Fitt qui relie le temps de déplacement avec la distance et la précision attendue d'un mouvement d'atteinte [224]

14. l'unique point  $Z$  du plan  $\mathcal{P}$  support des contacts où le moment du torseur des effets inertiels et de gravité appliqué au système est normal à  $\mathcal{P}$

d'un effecteur, application d'une force par un effecteur, maintien du contact des pieds au sol), hiérarchisés [228] ou pondérés [38]. La littérature présente ainsi de nombreux exemples de contrôleurs d'HV corps entiers (Whole Body Control) avec optimisation de fonctions de coûts quadratiques sous contraintes linéaires (Linear Quadratic Programming Optimization - LQP). Ce type de contrôleur a été appliqué avec succès pour l'aide à la conception d'équipements de travail [207, 209]. Il est décrit plus précisément dans la section 4.3.

Dans le cas de la synthèse du mouvement d'HV basée-données, le comportement humain est nativement inclus dans les informations de référence mais le mouvement simulé ne respecte pas nécessairement la physique. La situation est à l'inverse pour l'animation basée-modèles : la simulation respecte les lois de la physique mais le comportement humain doit être imposé par les modèles sous-jacents. Or le contrôle moteur humain peut mettre en jeu différents types de stratégies (contrôle en force, en position, en impédance) et de critères d'optimisation (erreur, actionnement, énergie, jerk) : une diversité de comportements peut être observée selon la tâche considérée et le sujet (cf. section 2.1.2 et [61]). Le choix des modèles nécessite donc une certaine expertise en biomécanique, physiologie et contrôle du mouvement humain, et leur paramétrage exige un travail d'ajustement très significatif (cf. section 4.3.3) [229]. De fait, depuis quelques années, on constate une convergence entre les travaux des communautés des neurosciences, de l'analyse du mouvement et de la robotique selon une approche de « l'humain vers l'humanoïde » (H2H) pour une meilleure compréhension du contrôle du mouvement humain et son transfert vers les robots humanoïdes et des HV [61]. Le projet européen de recherche AnDy<sup>15</sup> est un exemple d'une telle convergence : il vise d'une part la réalisation d'un système dynamique de capture et d'analyse du mouvement humain (AndySuit), d'autre part la mise au point de modèles ergonomiques et cognitifs du mouvement humain (AndyModel), et enfin la définition d'un contrôleur pour la réalisation de tâches collaboratives humanoïde-robot (de type industriel, d'assistance physique ou humanoïde).

#### 4.2.2.3 Approches hybrides, intelligence artificielle et apprentissage

Les approches basées-données et basées-modèles ne sont pas pleinement satisfaisantes pour l'animation d'HV à des fins d'évaluation des risques professionnels :

- les premières intègrent le comportement humain (de manière masquée) mais ne sont pas génériques, elles nécessitent un important volume de données de référence et ne respectent pas nécessairement la physique ;
- les secondes sont plus génériques et respectent la physique, mais elles nécessitent une expertise pour le choix des modèles et un travail significatif de paramétrage de ces modèles. De plus, le temps de calcul peut s'avérer élevé.

Pour pallier ces limites, la littérature présente des travaux combinant ces deux approches. Par exemple, des contrôleurs dynamiques « hybrides » ont été décrits, associant un modèle dynamique physiquement réaliste et un contrôleur « Proportionnel-Dérivé » (PD) assurant le suivi d'un mouvement réel capturé [230, 209]. Le mouvement de l'HV peut ainsi suivre la trajectoire de référence des mains de l'opérateur tout en adoptant une posture du tronc et

---

15. [www.andy-project.eu](http://www.andy-project.eu)

des membres inférieurs plus adaptée pour le maintien des contacts au sol ou la minimisation de l'inconfort articulaire.

La littérature présente également des approches basées sur des techniques d'apprentissage (*machine learning*). Celles-ci, initialement employées pour la classification automatique de données (estimation de posture [231], reconnaissance d'activité [232]) peuvent également être utilisées pour l'animation de mouvements humains à partir de données de mouvements enregistrées [233]. Les données d'apprentissage peuvent également être simulées : par exemple, Bataineh et al. décrivent l'association d'un contrôleur dynamique et d'un réseau de neurones artificiels pour accélérer le paramétrage d'un contrôleur pour la marche et le saut [234]. De leur côté, Si et al. ont animé un modèle musculo-squelettique d'humain pour un mouvement de natation à l'aide d'un réseau de neurones [235]. Leurs travaux ont été étendus pour animer de façon « biomimétique » la chaîne visuo-motrice (vision-contrôle-action) d'un modèle d'humain à l'aide de 20 réseaux de neurones assurant la simulation de la perception visuelle, du contrôle moteur du cou et de la tête ainsi que des quatre membres supérieurs et inférieurs [236, 237].

Ces méthodes liées à l'intelligence artificielle connaissent un essor très significatif depuis quelques années (*deep learning*). Elles permettent en effet de capturer l'information de systèmes fortement non linéaires. L'interprétation de ces méthodes est cependant délicate, les paramètres appris étant enfouis dans les modèles (nombreuses couches de neurones) et reposant sur des corrélations plutôt que sur des causalités. La mise en œuvre de ces méthodes pour la synthèse de mouvement d'humain virtuel reste un sujet de recherche ouvert.

#### 4.2.2.4 Synthèse : choix techniques pour le démonstrateur d'HV

La simulation par HV de mouvements visuellement naturels et physiquement réalistes reste un défi adressé à la communauté scientifique : de l'avis des utilisateurs, « la modélisation de l'homme dans les outils d'usine numérique est encore loin d'être suffisante pour une évaluation ergonomique exhaustive des équipements de travail n'existant que sous forme virtuelle » [238]. La vitalité des différentes communautés scientifiques impliquées dans l'amélioration et le développement de modèles d'humains laisse cependant espérer des progrès constants. En l'état actuel des techniques, et en lien avec les travaux antérieurs conduits à l'INRS, le développement du démonstrateur a été fondé sur les choix suivants : approche basée modèle, contrôleur dynamique corps-entier multi-objectif, simulation du mouvement par optimisation sous contraintes selon un algorithme LQP. En effet, la littérature établit l'efficacité de ce type de contrôle dans des cas d'usages comparables [38, 207, 209]. Ces choix :

- assurent que les mouvements simulés suivent effectivement les lois de la physique ;
- sont compatibles avec l'actionnement articulaire du modèle de fatigue XFL ainsi qu'avec celui des HV des principaux logiciels d'aide à la conception ;
- ne nécessitent aucune base de données de mouvements de référence ;
- reposent sur des méthodes plus éprouvées et mieux maîtrisées à ce jour que les techniques d'apprentissage. Une meilleure maîtrise des modèles phénoménologiques et de la commande est possible (pas d'approche en « boîte noire ») ;
- ne modifient pas significativement le travail du concepteur (celui-ci est déjà formé à



décrire la tâche prescrite sous forme d'opérations élémentaires).

En contrepartie, pour être suffisamment générique et ne pas exiger des compétences expertes en sciences du mouvement de la part de l'utilisateur, ce type de simulation nécessite que des fonctions de coût rendant compte du comportement humain aient été identifiées préalablement. Pour la mise au point du démonstrateur, des fonctions de coût empiriques ont été mises en œuvre, d'après des observations décrites dans la littérature (cf. section 4.4.2).

### 4.3 Environnement logiciel et architecture d'une simulation d'HV « basée-modèle »

Une simulation d'HV « basée modèle » repose en général sur les éléments suivants (cf. figure 4.4) :

**un modèle d'humain.** Il décrit le corps de l'opérateur et ses caractéristiques : sa constitution (nombre des segments, leur géométrie, leurs inerties), sa cinématique (nombre de degrés de libertés entre segments, butées articulaires, gamme de vitesses et accélérations), son actionnement (articulaire, musculaire), sa géométrie (forme des segments) ainsi que ses performances (butées articulaires, couples limites d'actionnement).

**un contrôleur d'HV.** Il détermine le mouvement de l'HV à partir de fonctions de coûts à optimiser (confort articulaire, minimisation de la dépense énergétique, de l'erreur de suivi d'une consigne, etc.). Dans ce document, ces fonctions de coût sont appelées « *Tasks* », elles permettent de décrire les actions que l'opérateur doit réaliser. Les calculs d'optimisation déterminent à chaque instant l'actionnement de l'HV qui assure la réalisation des actions prescrites tout en tenant compte des contraintes imposées au système (limitation des angles, vitesses et actionnements articulaires, équations du mouvement, etc.). Pour les travaux de cette thèse, l'optimisation repose sur un algorithme LQP (cf. sections `refssSecModelBased` et 4.3.3.1).

**un moteur de calcul.** Il calcule l'évolution du système en tenant compte des interactions (détection de collision, forces de frottements aux contacts, intégration des équations différentielles du mouvement, etc.) entre le modèle d'humain et son environnement.

La suite de cette section décrit plus spécifiquement l'architecture de simulation d'HV « basée modèle » qui a servi de référence pour le développement du démonstrateur. Elle présente des éléments issus des travaux de J. Salini et P. Maurice [38, 209]. La contribution originale des travaux de cette thèse concerne plus spécifiquement le contrôleur, elle est décrite dans la section 4.4.

À un instant donné  $i$ , on désigne respectivement par  $\mathbf{q}_i$  et  $\boldsymbol{\nu}_i$  les coordonnées et vitesses généralisées de l'HV, et par  $\mathbf{w}_i$  les efforts externes exercés. Ces grandeurs déterminent l'état courant de l'HV, mis à jour itérativement. Pour les besoins de calculs, un modèle « corps-rigides articulés » de l'HV est partagé avec le contrôleur et le moteur de simulation (matrices jacobiniennes, effets de la gravité, équations du mouvement, etc.).

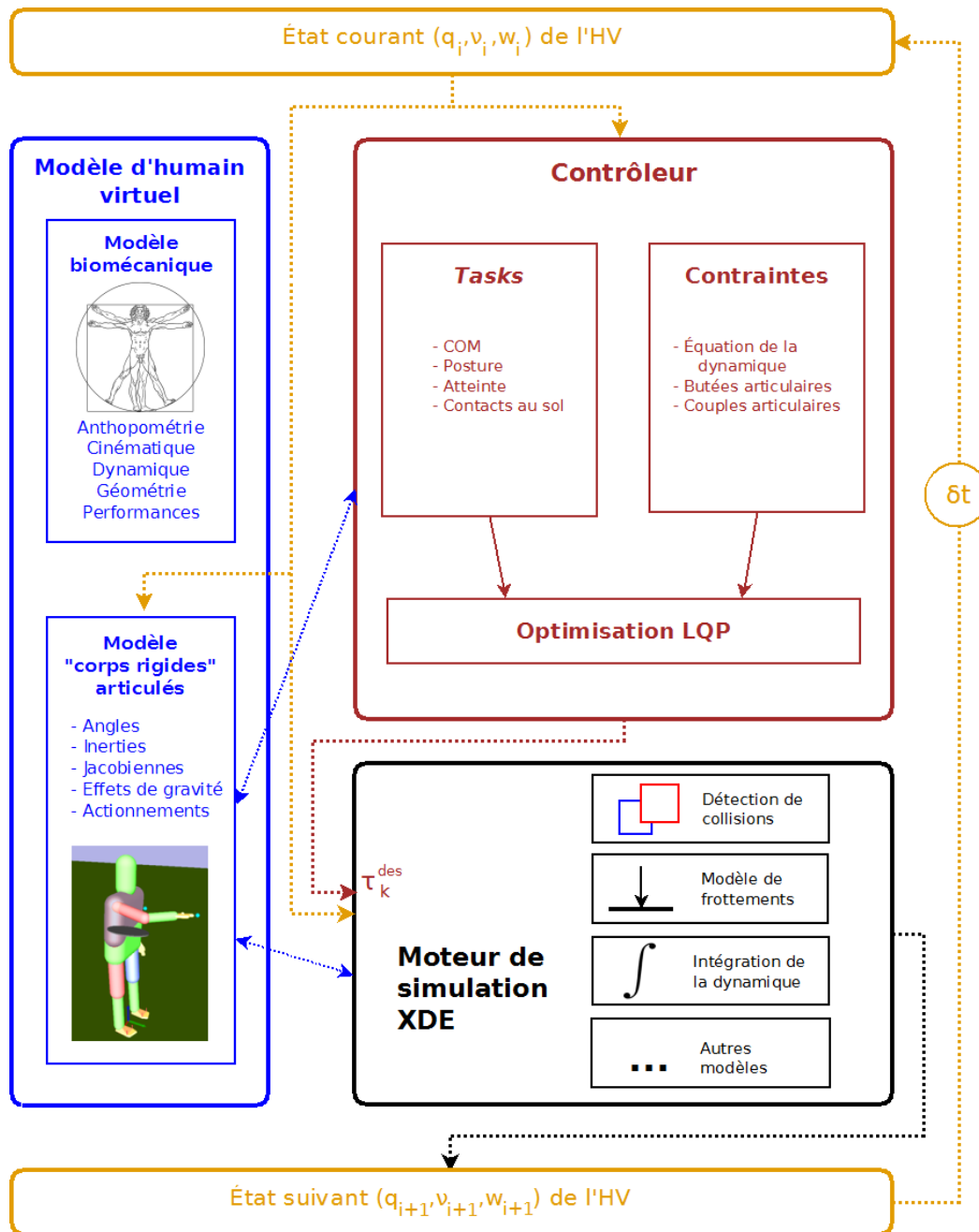


Fig. 4.4 Architecture simplifiée d'une simulation du mouvement par optimisation sous contraintes. Le contrôleur calcule un actionnement désiré  $\tau_k^{des}$  à partir de l'état courant de l'HV (ses coordonnées et vitesses généralisées  $q_i$  et  $v_i$  avec les efforts de contacts  $w_i$ ), de fonctions de coûts (appelées Tasks) ainsi que des contraintes régissant le système. Un modèle interne de calculs « corps rigides articulés » est partagé par le modèle d'HV, le contrôleur et le moteur de simulation. L'évolution de l'HV est déterminée itérativement par le moteur de simulation, à partir de l'état courant et de l'actionnement désiré.

### 4.3.1 Modélisation de l'opérateur

La modélisation d'un opérateur humain consiste à décrire les différents segments corporels ainsi que leurs caractéristiques cinématiques et dynamiques. Différentes recommandations ont été proposées, certaines issues de la littérature scientifique (en particulier celles de la Société Internationale de Biomécanique [239, 240]), d'autres issues de textes réglementaires [32, 241]. Pour notre démonstrateur, l'opérateur est modélisé sous la forme de 17 segments rigides mobiles connectés par 46 DDL (cf. figure 4.5) : 40 liaisons pivots simples entre les segments corporels et 6 DDL pour le segment racine (3 rotations et 3 translations). Les actionnements sont articulaires. Les détails de la constitution du modèle (description cinématique, modèle dynamique, personnalisation de l'anthropométrie) sont donnés en annexe C.

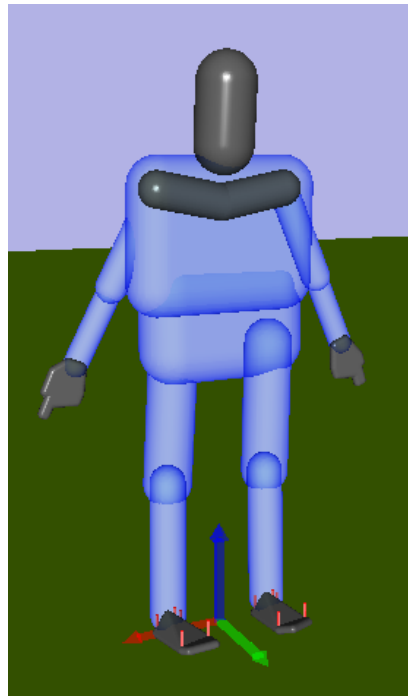


Fig. 4.5 Modélisation des segments corporels de l'HV implémenté dans le démonstrateur.

### 4.3.2 Le moteur physique du démonstrateur

Le moteur de simulation physique utilisé pour notre démonstrateur est l'environnement XDE développé par le CEA-List [39]. Ce logiciel, modulaire, est constitué de briques spécialisées pour des simulations interactives et physiquement réalistes. XDE gère les lois du mouvement de corps rigides (mécanique newtonienne), les contacts (modèles de friction) et collisions (plusieurs algorithmes de détection de collision disponibles). Il est adapté à la réalité virtuelle, à la simulation par HV ainsi qu'à la simulation robotique industrielle. Il gère également la mécanique des fluides et les corps déformables, mais ces fonctionnalités ne sont

pas utilisées dans le cadre de ces travaux.

XDE repose sur un algorithme d'intégration numérique : à chaque pas de temps, le moteur physique calcule le nouvel état du système à partir des efforts (couples d'actionnements, forces de contact, gravité, effets de Coriolis, etc.). Du point de vue physique et mathématique, XDE est basé sur une description lagrangienne et les groupes de Lie pour une résolution dynamique robuste. Il peut ainsi supporter, selon la complexité de la scène simulée, un fonctionnement en « temps interactif ». XDE inclut également des couches logicielles génériques dédiées aux calculs d'optimisation et à la programmation de contrôleurs d'HV (cf. section suivante).

### 4.3.3 Le contrôleur d'humain virtuel

#### 4.3.3.1 Formulation générale d'un contrôleur corps complet par optimisation sous contraintes

Le rôle du contrôleur d'HV est de déterminer les couples d'actionnement internes de l'HV, nécessaires pour passer de l'état courant vers l'état (ou la séquence d'états) qui assure(nt) la bonne réalisation de la tâche prescrite. Il permet d'appréhender la redondance de l'HV, et tient compte des interactions de dernier avec l'environnement et de la prescription de sous-tâches simultanées, voire concurrentes. Le contrôleur décrit par Salini [38], basé sur une optimisation quadratique d'une fonction de coût sous contraintes linéaires (Linear Quadratic Programming, LQP), a servi de base au démonstrateur développé pour ces travaux de thèse.

La formulation générique d'un tel problème LQP est la suivante :

$$\operatorname{argmin}_{\mathbf{x}} \|f(\mathbf{x})\|^2 \quad \text{vérifiant} \quad \begin{cases} A\mathbf{x} = b \\ C\mathbf{x} \leq d \end{cases} \quad (4.1)$$

où  $f$  est la fonction de coût que l'on cherche à minimiser et  $\mathbf{x}$  rassemble les variables dont dépend  $f$ .  $A$ ,  $b$ ,  $C$  et  $d$  expriment les contraintes d'égalité et d'inégalité que le système doit vérifier.

La fonction de coût  $f$  exprime généralement l'écart entre l'état courant et l'état désiré du système. Selon sa définition, on peut implémenter différents types de contrôle : en position, en force, en accélération, en impédance [242, 230, 207, 243, 209].

#### 4.3.3.2 Le contrôleur utilisé

Pour contrôler le mouvement de l'HV, la tâche prescrite est décomposée en opérations élémentaires appelées *Tasks*<sup>16</sup>. Ces *Tasks* peuvent correspondre notamment au maintien de l'équilibre, au maintien d'un contact au sol, au déplacement d'un effecteur, à l'application d'une force, etc. Elles sont associées chacune à une fonction de coût  $T_i$ . Pour notre démonstrateur, la fonction de coût totale  $f$  est donc la somme pondérée des fonctions de coût des

16. on choisit de conserver ce terme anglais, qui fait référence dans le domaine du contrôle robotique, pour éviter toute confusion avec le terme de « tâche » tel que défini au chapitre 2 page 17.

Tasks élémentaires. L'équation 4.1 devient alors :

$$\mathbb{X} = (\boldsymbol{\tau}, \mathbf{w}_c, \dot{\boldsymbol{\nu}})^T$$

$$\underset{\mathbb{X}}{\operatorname{argmin}} \sum_i \omega_i T_i(\mathbb{X}) \quad \text{vérifiant} \quad \begin{cases} M(\mathbf{q})\dot{\boldsymbol{\nu}} + C(\mathbf{q}, \boldsymbol{\nu}) + g(\mathbf{q}) = S\boldsymbol{\tau} - J_c^T(\mathbf{q})\mathbf{w}_c \\ G\mathbb{X} \preceq h \end{cases}$$

où

- $\mathbb{X}$  représente l'état courant de l'HV, avec  $\mathbf{q}$  et  $\boldsymbol{\nu}$  respectivement les coordonnées et vitesses généralisées,  $\mathbf{w}_c$  les efforts exercés aux points de contact,  $\boldsymbol{\tau}$  les actionnements articulaires internes ;
- $T_i$  les *tasks* élémentaires décrivant la tâche prescrite et  $\omega_i$  leurs poids respectifs ;
- la contrainte d'égalité est l'équation fondamentale de la dynamique exprimée en coordonnées généralisées :  $M$  la matrice généralisée des inerties du système,  $C$  représente les effets de Coriolis et centrifuges et  $g$  les forces de gravité généralisées.  $S$  est une matrice permettant de choisir les articulations actionnées,  $J_c$  est la jacobienne ;
- la contrainte d'inégalité inclut dans la matrice  $G$  les différentes contraintes appliquées au système, en particulier les butées articulaires, les limitations des couples d'actionnement, le maintien des contacts au sol, etc.

#### 4.3.3.3 Modélisation de l'activité

Cinq types de *task* élémentaires sont fournies avec le contrôleur mis en œuvre :

**Task d'accélération dans l'espace opérationnel :**

$$T = \left\| J_i(\mathbf{q})\dot{\boldsymbol{\nu}} + \dot{J}_i(\mathbf{q})\boldsymbol{\nu} - \ddot{\mathbf{X}}_i^* \right\|^2 \quad \text{où } \ddot{\mathbf{X}}_i^* \text{ représente l'accélération cartésienne désirée au pas de temps considéré pour le segment } i \text{ de l'HV, et } J_i \text{ la jacobienne associée ;}$$

**Task d'accélération en coordonnées articulaires :**

$$T = \left\| \dot{\boldsymbol{\nu}} - \dot{\boldsymbol{\nu}}^* \right\|^2 \quad \text{où } \dot{\boldsymbol{\nu}}^* \text{ représente les vitesses articulaires désirées au pas de temps considéré ;}$$

**Task en force dans l'espace opérationnel :**

$$T = \left\| \mathbf{w}_{c_k} - \mathbf{w}_{c_k}^* \right\|^2 \quad \text{où } \mathbf{w}_{c_k}^* \text{ représente l'effort désiré au point de contact } c_k \text{ au pas de temps considéré ;}$$

**Task d'actionnement articulaire :**

$$T = \left\| \boldsymbol{\tau} - \boldsymbol{\tau}^* \right\|^2 \quad \text{où } \boldsymbol{\tau}^* \text{ représente le vecteur des actionnements articulaires au pas de temps considéré ;}$$

**Task de contact :**

Pour simplifier le modèle de frottement de Coulomb en un point  $c_k$ , il est possible de considérer un polyèdre pyramidal  $\mathcal{C}_{c_k}$  ayant une base à  $p$  côtés [244]. Avec cette approximation, on impose les conditions de contact par

$$\begin{cases} \mathcal{C}_{c_k} \mathbf{w}_{c_k} \leq 0 & \forall c_k \\ J_{c_k}(\mathbf{q})\dot{\boldsymbol{\nu}} + \dot{J}_{c_k}(\mathbf{q})\boldsymbol{\nu} = 0 & \forall c_k \end{cases} \quad (4.2)$$

Dans les expressions précédentes, le coût  $T$  est exprimé comme l'erreur entre l'état courant de l'HV et une consigne instantanée (identifiée par l'exposant \*). Comme décrit dans

[209], cet état désiré est mis à jour à chaque pas de temps, à partir de l'objectif de chaque *Task*, grâce à un correcteur proportionnel-dérivé (PD). Ainsi, la consigne instantanée  $\dot{\mathbf{X}}^*$  d'une *task* d'accélération dans l'espace opérationnel est calculée à chaque pas de temps par :

$$\ddot{\mathbf{X}}^* = \ddot{\mathbf{X}}^{obj} + K_d(\dot{\mathbf{X}}^{obj} - \dot{\mathbf{X}}) + K_p(\mathbf{X}^{obj} - \mathbf{X}) \quad (4.3)$$

De fait, chaque *Task* est définie par :

- son objectif  $\mathbf{X}^{obj}$  ;
- son poids  $\omega$  qui fixe son importance relative par rapport aux autres *Tasks* ;
- la raideur et l'amortissement  $K_p$  et  $K_d$  du correcteur PD qui définissent la consigne instantanée  $\mathbf{X}^*$  à partir de l'objectif  $\mathbf{X}^{obj}$ .

Les *Tasks* élémentaires décrites précédemment peuvent être combinées à d'autres pour former des commandes de plus haut niveau, par exemple :

**Full-Task (resp. Partial-Task)** Cette *Task* correspond au maintien ou à l'atteinte d'une configuration articulaire donnée pour l'ensemble (resp. une partie) du corps de l'HV. C'est en fait une *Task* d'accélération dans l'espace articulaire ;

**Frame-Task** Cette *Task* correspond au maintien ou à l'atteinte d'un repère cible  $\Psi^{obj}$  par un repère  $\Psi^{seg}$  positionné sur l'un des segments de l'HV. C'est en fait une *Task* d'accélération dans l'espace opérationnel ;

**CoM-Task** Cette *Task* vise à assurer le maintien de l'équilibre de l'HV. Elle s'applique plutôt à des activités sans déplacement des pieds ni locomotion. Le contrôle se fait sur l'accélération du CdM, selon un algorithme de prédiction du ZMP (Zero Moment Point). Cette *Task* est décrite en détail dans [209] ;

De manière générale, une simulation nécessite quelques *Tasks* plutôt génériques (CoM, contacts au sol), une ou plusieurs *Tasks* globales ou locales décrivant la posture majoritaire de l'opérateur pendant son activité, ainsi que plusieurs *Tasks* correspondant aux « actions techniques » à réaliser (atteindre, relâcher, saisir, exercer une force, etc.) et pouvant se succéder dans le temps. Cette décomposition en « actions techniques » est proche de celle que les concepteurs pratiquent déjà pour définir ou évaluer la tâche prescrite (par exemple à l'aide des méthodes MTM<sup>17</sup>, OCRA<sup>18</sup> ou autre).

Pour lever l'indétermination sur l'actionnement (redondance motrice), une *Task* de régularisation  $\mathcal{T}^0$  est ajoutée au contrôleur : de poids  $\omega_{\mathcal{T}^0}$  très faible devant celui des autres *Tasks* appliquées à l'HV, elle vise à minimiser la dépense énergétique globale (actionnement, déplacements, efforts externes).

#### 4.3.3.4 Cas d'un mouvement d'atteinte

La tâche retenue comme cas d'étude est une tâche répétitive de pointage (cf. section 2.4.1). Celle-ci implique une succession de mouvements d'atteinte rectilignes. Ce type de mouvement pourrait être modélisé par une *Frame-task* attribuée à l'effecteur de l'HV, lui donnant comme

17. Method Time Measurement, en français « Méthode des Temps Pré-déterminés » [48].

18. La méthode OCRA a été intégrée à la norme NF EN 1005-5 [245].

consigne la cible à atteindre. Mais les *Frame-tasks* reposent sur un régulateur proportionnel-dérivé (cf. équation (4.3)). De fait, le mouvement généré par ce type de correcteur ne respecte pas les caractéristiques du mouvement humain, en particulier le principe d'invariance cinématique qui exprime que, pour un mouvement d'atteinte rectiligne, le profil de vitesse de l'effecteur suit une courbe « en cloche », indépendamment de la direction et de l'amplitude du déplacement [246]. Pour la simulation des mouvements d'atteinte, l'approche proposée est de définir les trajectoires *a priori* à l'aide du planificateur de mouvement développé par De Magistris [207], basé sur la minimisation du jerk. Les paramètres de ce planificateur de mouvement sont la durée du mouvement ainsi que ses positions, vitesses et accélérations initiales et finales. Les trajectoires *min-jerk* ainsi pré-calculées sont ensuite données en consigne d'une *Frame-task* imposée à l'effecteur terminal de l'HV.

## 4.4 Intégration de la fatigue musculaire dans le démonstrateur

Cette section décrit une contribution originale des travaux de cette thèse, visant à ajouter au contrôleur la prise en compte de la VM induite par la fatigue musculaire.

### 4.4.1 Modification du modèle de l'opérateur

Une première étape en vue de la simulation de la VM induite par la fatigue musculaire est l'intégration dans l'HV du modèle XFL présenté au chapitre 3. Le choix est fait de calculer la fatigue à l'échelle articulaire et non pas musculaire (cf. section 3.5.5) pour favoriser la transposition ultérieure du démonstrateur dans les mannequins numériques d'aide à la conception. Néanmoins, le modèle d'HV doit tenir compte du fonctionnement de l'appareil locomoteur : les mouvements agonistes et antagonistes de chaque articulation (par exemple la flexion et l'extension du coude) dépendent de groupes musculaires différents (cf. figure 4.6). En l'absence de co-contraction, l'un des groupes musculaires est donc activé (et se fatigue) alors que l'autre ne l'est pas (et peut récupérer).

Pour rendre compte de ce fonctionnement, on considère un actionnement par « demi-articulation » [247]. Chaque degré de liberté est supposé mu par deux « demi-actionneurs élémentaires », chacun spécifique à un type d'effort et associé à une instance du modèle XFL qui lui est propre. Le modèle d'HV inclut donc deux instances XFL par degré de liberté : la première calcule l'état de fatigue induit par l'actionnement agoniste, la seconde celui de l'actionnement antagoniste.

On note  $\tau^+$  (respectivement  $\tau^-$ ) l'actionnement produit par le demi-actionneur du mouvement agoniste (respectivement antagoniste). Par commodité de calcul de l'état de fatigue,  $\tau^-$  prend des valeurs positives. À chaque instant, le demi-actionneur actif est déterminé par le signe du couple d'actionnement  $\tau^{des}$  calculé par le contrôleur de l'HV (cf. équation (4.4)).

$$\begin{cases} \tau^+ = \tau^{des} & \text{si } \tau^{des} > 0, \text{ sinon } 0 \\ \tau^- = |\tau^{des}| & \text{si } \tau^{des} < 0, \text{ sinon } 0 \end{cases} \quad (4.4)$$

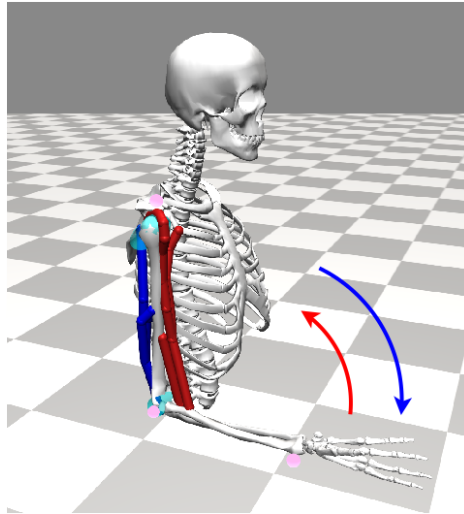


Fig. 4.6 Actionnement par demi-articulation : les groupes musculaires assurant les mouvements de flexion (en rouge) et d'extension (en bleu) du coude sont différents. En l'absence de co-contraction, ils ne sont pas actifs en même temps (modèle fourni avec le logiciel OpenSim).

Cette modélisation permet d'envisager un contrôleur gérant les phénomènes de co-contraction, même si notre démonstrateur n'inclut pas encore cette fonctionnalité.

Les états de fatigue courants  $\{M_R^*, M_A^*, M_F^*\}$  des deux demi-articulations<sup>19</sup> déterminent les capacités résiduelles courantes  $RC^*$  et les efforts perçus courants  $BE^*$ , tels que définis à la section 3.5.5. Les états des deux demi-articulations sont mis à jour à chaque pas de temps d'après l'actionnement désiré  $\tau^{des}$  calculé par le contrôleur.

Le modèle de fatigue de chaque « demi-articulation » est paramétré par :

- son couple d'actionnement maximal au repos  $\tau_{max}^*$  ;
- ses taux de fatigue  $F^*$  et de récupération  $R^*$ .

En l'absence de données propres à l'opérateur, les valeurs de  $R$  et  $F$  fournies par Frey-Law et al. sont appliquées [192]. Pour l'effort maximal, des valeurs issues de la littérature peuvent être appliquées par défaut (par exemple, cf. [200, 199]). Pour le membre supérieur, certaines valeurs sont fournies par les logiciels DELMIA HUMAN ou Tecnomatix Jack. Le chapitre suivant propose une méthode de détermination de valeurs de ces paramètres à partir de données expérimentales (cf. 5.1.3.4).

La figure 4.7 décrit un diagramme UML simplifié de cette modélisation. En pratique, les modèles de fatigue n'ont été implémentés que pour les articulations de l'épaule et du coude du membre dominant.

19. le symbole <sup>(\*)</sup> désigne de manière générique les mouvements agoniste <sup>(+)</sup> et antagoniste <sup>(-)</sup>.



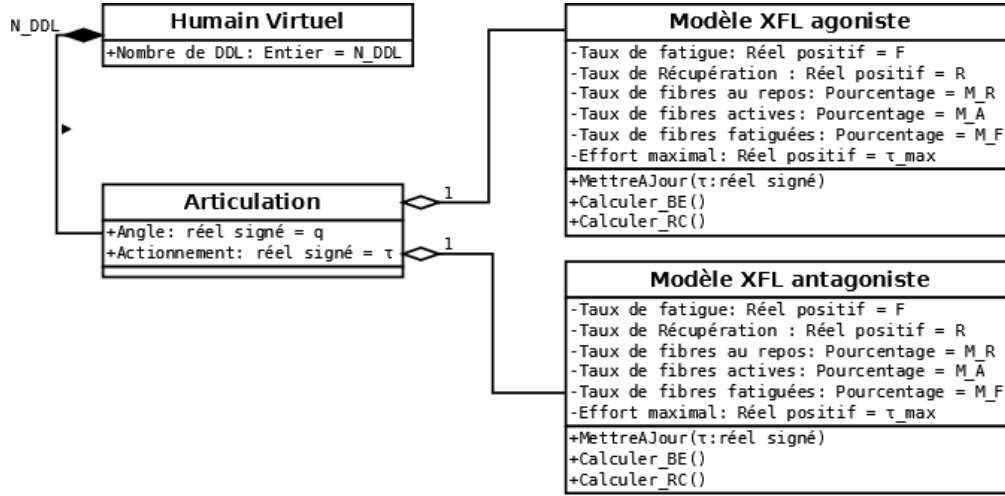


Fig. 4.7 Description UML simplifié de l’HV : intégration de 2 instances du modèle XFL dans les modèles d’articulation (demi-articulations agoniste et antagoniste)

#### 4.4.2 Modification du contrôle de l’HV

La seconde étape en vue de la simulation de la VM induite par la fatigue musculaire concerne le contrôle de l’HV. Le démonstrateur cherche à restituer les comportements décrits dans la littérature (cf. section 3.2.2), en particulier la réduction des capacités de production de force et des capacités proprioceptives (perte de précision). Il cherche également à rendre compte d’une stratégie d’adaptation à la fatigue par transfert des efforts vers des segments moins fatigués. Les paragraphes suivants décrivent la modélisation de ces phénomènes et leur intégration dans le contrôleur de d’HV.

##### 4.4.2.1 Réduction des capacités de production de force

La littérature et l’expérimentation montrent une réduction des capacités de production de force induite par la fatigue musculaire (cf. section 3.3.1 et figure 3.7). Cette limitation de l’effort maximal peut être implémentée par la mise à jour dynamique de la contrainte  $C$  imposée au contrôleur d’HV sur les couples d’actionnement. À chaque instant, pour chaque articulation  $i$ , l’actionnement  $\tau_i$  est borné par les capacités résiduelles agoniste  $RC_i^+$  et antagoniste  $RC_i^-$  calculées par les modèles XFL (cf. section 4.4.1) :

$$C_i : -RC_i^-(t) \leq \tau_i(t) \leq RC_i^+(t) \quad (4.5)$$

##### 4.4.2.2 Transfert des efforts vers des articulations moins sollicitées

La littérature et l’expérimentation montrent une évolution des postures et des coordinations articulaires avec la fatigue, notamment lors de l’activité répétitive de pointage décrite précédemment (cf. section 2.3.3). Ce comportement paraît cohérent avec une stratégie d’adaptation visant à préserver les muscles sollicités par un transfert des efforts vers d’autres

parties du corps, d'autant plus que des travaux ont montré que ce transfert est possible de manière consciente et volontaire [78].

Une telle stratégie de transfert des sollicitations peut être implémentée sous la forme de *Tasks* supplémentaires imposées au contrôleur d'HV. Une *Task* d'actionnement de consigne nulle ( $\tau_i^{consigne} = 0$ ) est ajoutée pour chaque articulation  $i$ . Son poids  $\omega_i$  est défini d'après l'état de fatigue courant :

$$\begin{cases} BE_i^\dagger(t) = BE_i^+(t) \text{ si } \tau^{des} \geq 0, \text{ sinon } BE_i^-(t) \\ \mathcal{T}_i : \omega_i(t) = h\left(BE_i^\dagger(t)\right) \end{cases} \quad (4.6)$$

où  $BE_i^\dagger$  est l'effort perçu pour le demi-actionneur activé,  $\tau^{des}$  est l'actionnement déterminé par le contrôleur de l'HV et  $h$  est une fonction monotone croissante qui décrit l'inconfort lié au niveau de sollicitation articulaire : quand l'effort perçu est nul à très faible,  $h(BE)$  est égal au poids de la *Task* de régularisation  $\mathcal{T}^0$  du contrôleur (cf. section 4.3.3.3) ; quand l'effort perçu est élevé,  $h(BE)$  est du même ordre de grandeur que le poids des *Tasks* principales décrivant la tâche prescrite de l'HV. Le poids de chaque *Task* de minimisation de l'actionnement étant d'autant plus fort que l'articulation correspondante est fatiguée, les sollicitations sont transférées vers les articulations moins fatiguées.

Pour la mise en œuvre du démonstrateur, une fonction  $h$  a été choisie empiriquement et appliquée à l'identique pour toutes les articulations de l'HV. Cette fonction  $h$ , linéaire par morceaux en échelle semi-logarithmique, est inspirée du coefficient multiplicateur du facteur de risque  $F_{OM}$ , tel que défini par l'indicateur ergonomique OCRA (cf. figure 4.8) repris par la norme de conception NF-EN-1005-5 [245]. Ce coefficient exprime que les risques de dommage sont très faibles pour un effort inférieur à 5% de l'effort maximal, mais très élevés au delà de 50% de l'effort maximal.

#### 4.4.2.3 Perte de précision en pointage distal et en suivi de trajectoire

Avec la survenue de la fatigue, la littérature décrit une dégradation de certaines caractéristiques du mouvement, notamment une dégradation de la proprioception ou de la précision de suivi des consignes de posture, de trajectoire ou de cadence (cf. section 2.3 page 38). Ces pertes progressives de performance peuvent être modélisées dans le contrôleur d'HV par une modification, pilotée par l'état courant de fatigue, des coefficients  $K_{p_i}$  et  $K_{d_i}$  de suivi des *Tasks* décrivant l'activité (cf. équation (4.3)). Par exemple,

- la dégradation de la perception de la posture peut être modélisée par une diminution de la raideur  $K_{p_i}$  d'une *Full-Task* ou d'une *Partial-Task* ;
- l'augmentation d'un temps de réponse ou la perte de performance en cadence peut être implémentée par une diminution de la raideur  $K_{p_i}$  de la *Frame-Task* de suivi de trajectoire dans la direction principale du mouvement ;
- une perte de précision de pointage peut être introduite par une diminution de la raideur de la *Frame-Task* de suivi de trajectoire dans le plan normal à la direction principale du mouvement. L'équation (4.7) exprime par exemple une modulation de la raideur  $\mathbf{K}_P$  d'une *Frame-Task* de suivi de la trajectoire *min-jerk* de pointage : les composantes normales à la direction principale du mouvement dépendent de l'état

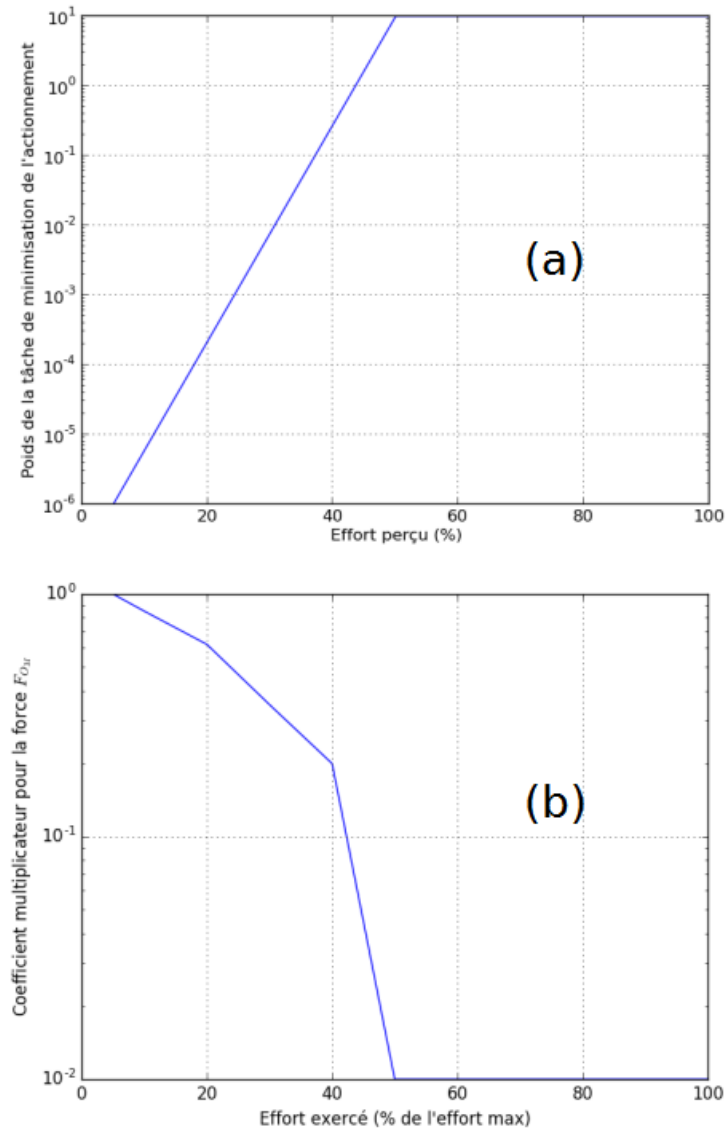


Fig. 4.8 (a) poids de la Task de minimisation de l'actionnement en fonction de l'effort perçu : plus l'articulation est fatiguée, plus le poids de la Task est élevé; (b) coefficient multiplicateur de l'effort  $F_{O_M}$  : la correction à appliquer au nombre d'actions techniques autorisées par la norme NF-EN-1005 est d'autant plus forte que l'effort est élevé.

courant de fatigue  $BE$  selon une fonction  $\varphi$ , mais celle dans la direction principale du mouvement reste constante.

$$\mathbf{K}_P = \begin{bmatrix} \varphi_{xz}(BE) & 0 & 0 \\ 0 & K & 0 \\ 0 & 0 & \varphi_{xz}(BE) \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

Cette modélisation s'inspire des travaux de Lober et al. consistant à modifier le poids  $\omega_{\tau_i}$  des *tasks* décrivant l'activité selon la variance observée en conditions expérimentales [248]. En l'absence de données de référence,  $\varphi_{xz}$  a été empiriquement choisie linéaire par morceaux :

$$\begin{cases} \varphi_{xz} = 50 & \text{si } BE \leq 25 \\ \varphi_{xz} = 50 - (BE - 25) \left( \frac{50 - 20}{75 - 25} \right) & \text{si } BE \in [25, 75] \\ \varphi_{xz} = 20 & \text{si } BE \geq 75 \end{cases} \quad (4.8)$$

## 4.5 Synthèse sur l'architecture du démonstrateur

Le démonstrateur développé repose sur l'animation d'un modèle d'humain par un contrôleur corps-entier selon une approche basée-modèle. Ce contrôleur génère le mouvement de l'HV par optimisation sous contrainte (LPQ) de fonctions de coût (*Tasks*) décrivant la tâche prescrite. Pour tenir compte des effets de la survenue de la fatigue sur le mouvement, les paramètres de *Tasks* ou de contraintes existantes sont modifiées dynamiquement, et des *Tasks* ou contraintes additionnelles sont introduites : celles-ci ne modifient pas la tâche prescrite, mais elles modulent le comportement et les performances de l'HV d'après l'état de fatigue des articulations « fatigables » calculé à l'aide du modèle de fatigue musculaire XFL. La figure 4.9 illustre le principe de fonctionnement et l'architecture de ce démonstrateur. Elle met en évidence les évolutions introduites par rapport au contrôleur de référence (cf. figure 4.4).

À chaque itération  $i$ , le contrôleur calcule un premier actionnement désiré *sans fatigue*  $\tau_i^0$ . Celui-ci définit la consigne instantanée d'effort  $TL_i$  du modèle de fatigue XFL, qui détermine à son tour l'état de fatigue courant et les indicateurs  $BE_i$  et  $RC_i$  associés (cf. section 3.5.5). Les paramètres permettant de moduler le contrôle de l'HV sont alors mis à jour :

- les bornes  $\tau_i^{max}$  des couples d'actionnement des articulations fatigables ;
- les poids  $\omega_i$  des *Tasks* de minimisation de l'actionnement des articulations fatigables ;
- la raideur  $K_{p_i}$  et l'amortissement  $K_{d_i}$  du correcteur PD de la *Task* de suivi de la trajectoire « minjerk » de l'effecteur terminal.

À partir de ces paramètres, le contrôleur calcule la valeur de l'actionnement désiré  $\tau_i^{des}$  tenant compte de la fatigue. Celle-ci est utilisée par le moteur de simulation pour calculer le nouvel état courant de l'HV.

Cette architecture, mettant en œuvre un actionnement articulaire compatible avec les logiciels de mannequins numériques CAO et RV, permet bien une animation autonome et physiquement réaliste, pour des temps de calcul compatibles avec les exigences rencontrées en conception de poste de travail. Des simulations réalisées avec ce démonstrateur sont présentées dans le chapitre 5.

La dépendance de ces paramètres aux descripteurs de fatigue du modèle XFL a été définie empiriquement, mais elle s'inspire de la littérature afin de restituer les comportements observés expérimentalement lors de la survenue de la fatigue. La cohérence des comportements simulés avec les observations expérimentales est discutée dans le chapitre 5.

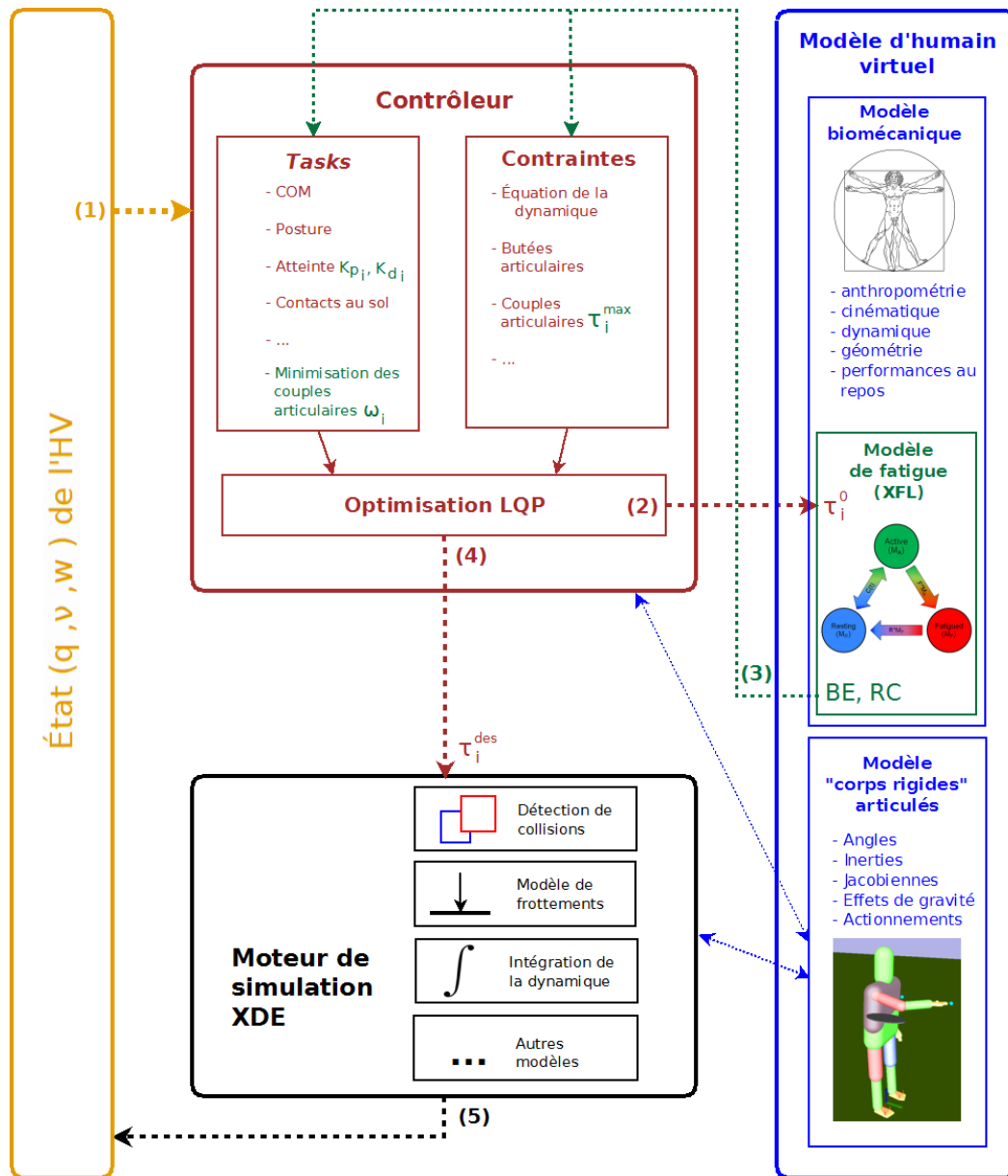


Fig. 4.9 Schéma de principe du démonstrateur. La contribution de cette thèse est l'intégration dans le modèle dynamique d'HV (en bleu) du modèle de fatigue musculaire XFL (en vert) pilotant les Tasks et contraintes gérées par le contrôleur d'HV (en brun). À chaque itération, le contrôleur utilise l'état courant (1) pour calculer l'actionnement  $\tau_i^0$  qui assurerait la réalisation de la tâche prescrite en l'absence de fatigue (2). Cet effort est utilisé comme consigne du modèle de fatigue XFL, à partir duquel sont mis à jour les paramètres des Tasks et contraintes du contrôleur (3) pour tenir compte de la fatigue. Le contrôleur calcule l'actionnement associé  $\tau_i^{des}$  (4) utilisé par le moteur physique pour calculer l'état suivant de l'HV (5). Le modèle « corps rigides articulés » de l'HV est partagé entre les différents éléments du démonstrateur.

# 5 – Activité répétitive de pointage avec fatigue : campagne expérimentale et simulation

Ce chapitre porte sur l'analyse et la simulation d'une activité répétitive de pointage avec fatigue. Il constitue une contribution originale de ces travaux.

La première section décrit la campagne expérimentale mise en œuvre. L'analyse des données de mouvement porte plus particulièrement sur l'évolution des postures, de l'activité électrique de six muscles du membre supérieur droit, de la capacité de production de force, des trajectoires et coordinations inter-articulaires, ainsi que de la performance de réalisation de l'activité.

La deuxième section présente la simulation de l'activité de pointage à l'aide de l'humain virtuel présenté au chapitre 4 : d'abord une simulation générique (basée sur un sujet fictif et les paramètres par défaut du modèle de fatigue XFL) permettant de caractériser les contributions des différentes modulations du contrôle de l'HV par la fatigue, puis les simulations basées sur les caractéristiques de trois sujets expérimentaux.

La troisième section de ce chapitre fait la synthèse des éléments en cohérence ou en divergence entre les différentes simulations réalisées et l'expérimentation.

## 5.1 Activité répétitive de pointage avec fatigue : réalisation et exploitation d'une campagne expérimentale

Les travaux de cette thèse sont focalisés sur l'analyse et la simulation de la VM induite par la fatigue musculaire lors d'une activité répétitive de pointage. La définition de l'expérimentale mise en œuvre repose sur l'expression des besoins suivants :

- mettre en évidence une VM induite par la fatigue musculaire (portant sur une adaptation des postures, des modifications de la cinématique ou des coordinations, un transfert de l'activité motrice, etc.) ;
- mettre en évidence la survenue de la fatigue musculaire elle-même (par exemple à l'aide indicateurs identifiés à la section 3.3) ;

- induire la survenue de la fatigue dans un temps raisonnable (notamment pour limiter le volume de données à analyser et éviter la lassitude cognitive des sujets) ;
- mettre en œuvre une tâche élémentaire simple, ne nécessitant pas un apprentissage spécifique ;
- disposer de données bibliographiques d'activités proches afin de vérifier la cohérence des observations expérimentales ;
- pouvoir déduire de l'expérimentation des valeurs personnalisées par sujet des paramètres du modèle XFL ;
- confronter les simulations d'HV personnalisés aux observations expérimentales.

L'activité de pointage décrite par Côté et al. (cf. section 2.3.3) remplit au moins en partie la majorité de ces critères. Des modalités expérimentales complémentaires y ont été ajoutées pour répondre aux besoins exprimés ci-dessus.

Cette section est découpée en 6 parties qui concernent, pour la première, la description du protocole expérimental complet ; pour la deuxième, la présentation des sujets ; pour les sections suivantes, l'analyse des données expérimentales. Ces observations sont confrontées à celles de la littérature (qui adopte généralement une approche comparative des états « sans fatigue » et « avec fatigue »), mais également analysées en continu (ce type exploitation est plus rarement décrite dans la littérature). La dernière partie fait la synthèse de ces analyses, en vue de leur application en simulation.

### 5.1.1 Protocole expérimental

L'activité considérée est une tâche répétitive de pointage avec fatigue : le sujet, debout en position stable, pointe alternativement deux cibles placées à la hauteur de son épaule dans le plan médian (cf. figure 5.1). La cible distale (DST) est placée devant le sujet à une distance égale à la longueur du bras tendu. La cible proximale (PRX) est devant le sujet à une distance égale à 30% de la longueur du bras tendu. La consigne est donnée au sujet de pointer alternativement les deux cibles avec l'extrémité de l'index de son bras dominant, tout en maintenant son coude à hauteur d'épaule. Le bras non-dominant reste au repos le long du corps.

Quand le sujet touche la cible PRX, l'angle d'abduction de son bras est de  $90^\circ$ . Un obstacle horizontal de forme elliptique est placé juste en dessous du coude à l'aide d'un support rigide pour contraindre le sujet à maintenir l'angle d'abduction du bras malgré la fatigue. Un capteur de force est placé au dessus de l'obstacle horizontal, permettant la mesure périodique de l'effort isométrique maximal d'abduction. La cible proximale est un fin cylindre vertical pour ne pas gêner la vision du sujet (hauteur 100 mm, diamètre 16 mm). La cible distale est un disque (diamètre 100 mm) pour pouvoir analyser en deux dimensions d'éventuelles écarts de pointage avec la survenue de la fatigue). La cadence est fixée par un métronome à un mouvement par seconde, soit un temps de cycle (un aller-retour) de 2 secondes.

Le recrutement des sujets et la conduite des expérimentations, respectant la réglementation en vigueur, ont été confiés au Laboratoire « Cognition, Action et Plasticité Sensorimotrice » (CAPS) de l'université de Bourgogne (UMR INSERM 1093).

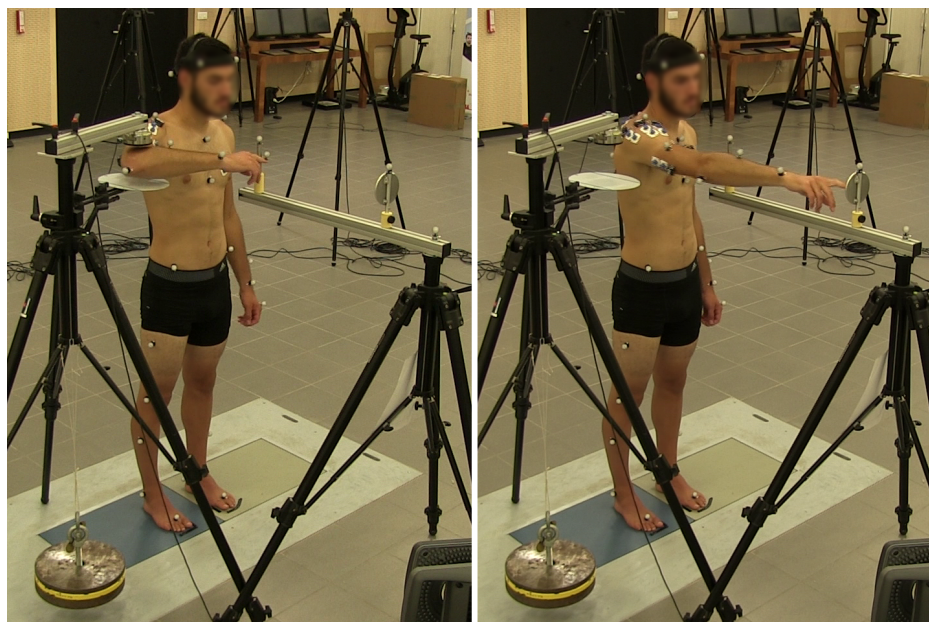


Fig. 5.1 Activité expérimentale de pointage avec fatigue : à gauche, en contact avec la cible proximale (PRX) ; à droite, en contact avec la cible distale (DST)

#### 5.1.1.1 Modalité nominale (NOM)

L'objectif de cette modalité est de fournir des données cinématiques, dynamiques et d'activités musculaires afin de caractériser la VM induite par la fatigue musculaire. En complément de ces mesures, l'expérimentateur interroge oralement le sujet dans les 5 dernières secondes de chaque minute sur le niveau d'effort ressenti au niveau de l'épaule droite (échelle de Borg CR-10, cf. section 3.3.4) ; l'expérimentateur consigne immédiatement par écrit la réponse orale du sujet.

Dans cette modalité, la session s'achève si l'un des trois critères suivants est atteint (le sujet n'est pas informé de ces critères) :

- **effort perçu** : le sujet atteint ou dépasse un score de 8 sur l'échelle de Borg, comme dans les travaux décrits dans la section 2.3.3 ou ceux de Cowley et Gates [103] ;
- **altitude du coude** : le sujet touche pour la troisième fois l'obstacle situé sous son coude. Aux premier et deuxième contacts, l'expérimentateur rappelle oralement la consigne de position du coude au sujet et l'encourage à poursuivre ;
- **cadence** : le sujet est en retard pour 3 cibles successives (retard supérieur à 20% du temps de cycle). Aux deux premiers retards, l'expérimentateur rappelle oralement la consigne de cadence au sujet et l'encourage à poursuivre.

#### 5.1.1.2 Modalité de calibration (CAL)

L'objectif de cette modalité est de fournir, en plus des données acquises en modalité NOM, des données complémentaires permettant de quantifier la réduction de capacité de



production de force, ainsi que de déterminer des valeurs personnalisées des paramètres du modèle de fatigue XFL.

Ces données complémentaires sont acquises à la fin de chaque minute de l'expérimentation, immédiatement après la cotation de l'effort ressenti. Dès que le sujet pointe la cible PRX, il effectue un effort volontaire maximal (MVE) d'abduction de l'épaule pendant 4 secondes. Dans cette configuration, l'angle d'abduction de l'épaule est légèrement supérieur à  $90^\circ$ . Le sujet reprend ensuite la séquence de pointages. Les critères d'arrêt de la modalité *CAL* sont identiques à ceux de la modalité *NOM*.

Cette modalité s'inspire du protocole expérimental décrit dans [149] et d'autres travaux incluant de brèves interruptions destinées à quantifier la fatigue [165].

### 5.1.1.3 Modalité de contrôle (*CTR*)

L'objectif de cette modalité est de vérifier que la réduction des capacités de production de forces mesurées en modalité *CAL* est essentiellement liée à l'activité de pointage, c'est à dire que les efforts intermittents de MVE n'induisent pas une fatigue significative. Dans cette modalité, le sujet est au repos pendant 56 secondes, le coude posé sur l'obstacle horizontal placé en dessous, puis il exerce un MVE pendant 4 secondes avant de revenir au repos. Le cycle repos/MVE est répété pendant une durée égale à celle observée en modalité *CAL*.

### 5.1.1.4 Organisation d'une session de mesures

Une session complète de mesures inclut les 3 modalités décrites précédemment. La préparation et le déroulement des mesures nécessitent une demi-journée par sujet, selon le programme suivant :

- préparation du sujet :
  - mesures anthropométriques : taille, masse, longueur du bras tendu, hauteurs sol-épaule et sol-bassin, longueur de la jambe,
  - préparation de la peau (désinfection, rasage, légère abrasion) et mise en place des électrodes EMG,
  - positionnement des 39 marqueurs optiques répartis sur le corps du sujet (cf. annexe D),
- mesure des efforts maximum sans fatigue (abduction de l'épaule) ;
- enregistrement statique du sujet en posture de référence (le sujet debout, les deux bras à l'horizontale, tendus vers l'avant) pendant 5 secondes ;
- période de repos de 2 minutes, pendant laquelle l'échelle de Borg CR-10 est expliquée au sujet (cf. tableau 3.1 page 60) ;
- enregistrement de la première modalité (*CAL* ou *NOM*, aléatoirement) ;
- période de repos de 1 heure pour une récupération supposée totale ;
- enregistrement de la deuxième modalité (*NOM* ou *CAL*, selon la première modalité accomplie) ;
- période de repos de 1 heure pour une récupération supposée totale ;
- enregistrement de la modalité *CTR*.

### 5.1.1.5 Instrumentation et données recueillies

L'instrumentation et les équipements utilisés sont les suivants :

**Capture de mouvement :** le système d'acquisition est constitué de 19 caméras VICON (types T10, T10S et Vero2.2) réparties autour du banc de mesures et pilotées par une station Nexus 2.5. La fréquence d'acquisition du mouvement est de 100 Hz.

**Enregistrement vidéo :** synchronisé avec l'acquisition des données de mouvement et EMG, il est réalisé pour faciliter l'interprétation des mesures (cibles manquées, mouvements parasites, etc.).

**Capteur de force (MVE) :** le capteur de force utilisé pour la mesure des MVE d'abduction du bras est un modèle Schunk FTS-DELTA 660-60 avec son boîtier conditionneur. Ces données sont synchronisées avec la capture de mouvement. Seules les données de force verticale sont exploitées.

**Activité musculaire :** l'acquisition EMG est effectuée à l'aide d'un système sans fil *Zero Wire* (Cometa). Les muscles considérés sont les *deltoideus pars anterior*, *pars medialis* et *pars posterior*, le *biceps brachii caput longum*, le *triceps brachii caput longum* et le *trapezius pars descendens*, choisis pour leur rôle fonctionnel dans le mouvement de pointage (cf. tableau 5.1). Le placement et le positionnement des électrodes suivent les recommandations du projet SENIAM [249]. La fréquence d'acquisition des données EMG est de 1 kHz.

**Effort perçu :** Une estimation subjective de l'effort ressenti au niveau de l'épaule est demandée au sujet à la fin de chaque minute. Les valeurs numériques et les libellés descriptifs de l'échelle Borg CR10 sont affichés sur le support de la cible DST pendant toute l'expérimentation.

Muscle	Fonction(s) principale(s)
Deltoideus pars anterior	Flexion de l'épaule
Deltoideus pars medialis	Abduction de l'épaule
Deltoideus pars posterior	Extension de l'épaule, adduction de l'épaule
Biceps brachii caput longum	Flexion du coude
Triceps brachii caput longum	Extension du coude, extension de l'épaule
Trapezius pars descendens	Élévation de l'épaule, stabilisation / rotation de la scapula

Table 5.1 Muscles enregistrés pendant l'activité répétitive de pointage et leur(s) fonction(s) principale(s).

## 5.1.2 Sujets

14 sujets ont été convoqués mais seulement 13 sujets ont participé à l'expérimentation<sup>1</sup>. Les critères d'exclusion définis pour assurer la cohérence des données enregistrées et de leur interprétation étaient les suivants : les sujets sont tous masculins, droitiers, avec des

1. il n'y a donc aucune donnée ni analyse du sujet S5.

performances physiques « ordinaires »<sup>2</sup> et sans historique de pathologie musculo-squelettique du membre supérieur. L'expérimentation s'est déroulée au laboratoire CAPS à Dijon du 12 juin au 12 juillet 2017, sous la conduite de M. R. Lepers.

Le tableau 5.2 présente les caractéristiques anthropométriques des 13 sujets.

Caractéristique	Moyenne $\pm$ écart-type
Âge	25,8 $\pm$ 3,1 ans
Taille	1,79 $\pm$ 0,06 m
Masse	78,6 $\pm$ 7,5 kg
Indice de masse corporelle (IMC)	24,6 $\pm$ 2,5 kg/m <sup>2</sup>

Table 5.2 Caractéristiques des 13 sujets ayant réalisé le protocole expérimental.

Des données expérimentales ont été enregistrées pour 13 sujets, mais toutes n'ont pas pu être exploitées du fait de difficultés rencontrées pendant l'expérimentation, liées à l'instrumentation :

- pour les sujets *S1* à *S3*, les données d'effort maximal d'abduction de l'épaule n'ont pas pu être correctement enregistrées (perte de configuration du conditionneur) ;
- pour le sujet *S13*, l'acquisition des données EMG a échoué ;
- pour les sujets *S11* à *S14*, l'acquisition des données de mouvements a été perturbée. Le traitement de ces données (labellisation, compensation des occultations et des nombreuses inversions de marqueurs de l'avant bras, notamment) n'a pas permis une reconstruction fiable de la cinématique articulaire.

Les données de tous les sujets ne sont donc pas disponibles ou exploitables. Selon les analyses considérées, les sujets exploités sont précisés spécifiquement (cf. chapitre 5).

### 5.1.3 Caractérisation de la survenue de la fatigue musculaire

Cette section présente l'exploitation des données expérimentales permettant de caractériser la survenue de la fatigue, notamment en termes de temps d'achèvement, de réduction des capacités de production de force, de perception de l'effort et de l'activité musculaire (EMG). Elle propose également une méthode de détermination de valeurs personnalisées pour les paramètres du modèle XFL de fatigue musculaire à partir des observations expérimentales.

#### 5.1.3.1 Temps d'achèvement

L'arrêt de la tâche de pointage est majoritairement déclenché par le seuil d'effort perçu<sup>3</sup> (pour 8 des 13 sujets en modalité *NOM*, pour 11 des 13 sujets en modalité *CAL*). Pour quatre sujets, la tâche de pointage a été interrompue selon le critère d'altitude<sup>4</sup>. Deux sujets

2. pas de sujet sportif de haut niveau dans des disciplines impliquant fortement les épaules (tennis, natation, etc.).

3. supérieur ou égal à 8 à la fin de la n<sup>ème</sup> minute d'expérimentation.

4. trois contacts successifs sur l'obstacle placé sous le coude.

ont volontairement interrompu l'activité pour au moins une des deux modalités. Le tableau 5.3 présente les temps d'achèvement pour les deux modalités et les 13 sujets<sup>5</sup>.

Sujet	Modalité <i>NOM</i>		Modalité <i>CAL</i>	
	Temps (s)	Critère	Temps (s)	Critère
1	180	Effort	240	Effort
2	420	Effort	300	Effort
3	240	Effort	300	Effort
4	180	Effort	240	Effort
6	420	Effort	360	Effort
7	420	Effort	240	Effort
8	360	Effort	509	Effort
9	360	Effort	320	Abandon
10	480	Touches	420	Effort
11	711	Touches	733	Effort
12	366	Touches	360	Touches
13	370	Touches	360	Effort
14	296	Abandon	300	Effort

Table 5.3 Temps d'achèvement et critère d'arrêt par sujet et par modalité.

Le temps d'achèvement observé est de  $369 \pm 138$  s (moyenne, écart-type) en modalité *NOM*, et de  $360 \pm 135$  s (moyenne, écart-type) en modalité *CAL*. Ces observations sont très proches de celles de Emery et Côté ( $360 \pm 120$ s) [137], et dans l'intervalle de confiance de celles de Fuller et al. ( $450 \pm 180$ s) [134] et Fedorowich et al. ( $413 \pm 162$ s) [138].

Pour déterminer si les temps d'achèvement observés dans les deux modalités sont statistiquement différents, le test non paramétrique de Wilcoxon<sup>6</sup> est appliqué. En effet, la distribution des temps d'achèvement en modalité *CAL* n'est pas assimilable à une distribution normale<sup>7</sup>. Ce test ne révèle aucune différence significative au seuil de 95% entre les temps d'achèvement des deux modalités ( $p = 0,5523$ ).

### 5.1.3.2 Perception subjective de l'effort

La perception subjective de l'effort est un indicateur connu de la survenue de la fatigue musculaire. On veut déterminer si les évaluations subjectives fournies par les sujets sont statistiquement différentes entre les modalités *NOM* et *CAL*. Le test de Shapiro-Wilk<sup>8</sup> confirme l'hypothèse de normalité des évaluations dans les deux modalités. Les tests d'hypothèse d'égalité des moyennes<sup>9</sup> et des variances<sup>10</sup> ne révèlent aucune différence significative au seuil de 95 % entre les deux modalités.

5. si l'arrêt est déclenché par l'effort perçu, il est compté à la fin de la minute correspondante ; si l'arrêt est déclenché par le critère d'altitude, il est compté à la 3<sup>ème</sup> touche.

6. commande `ranksum` du logiciel Stata version MP 15.1.

7. commande `sktest` du logiciel Stata version MP 15.1.

8. commande `swilk` du logiciel Stata version MP 15.1

9. commande `ttest` du logiciel Stata version MP 15.1

10. commande `sdtest` du logiciel Stata version MP 15.1.

La figure 5.2 présente la distribution de ces évaluations en fonction du temps normalisé (l'instant de chaque évaluation est exprimé relativement au temps d'achèvement du sujet correspondant). À titre indicatif, une régression exponentielle a été estimée<sup>11</sup> où  $I_0$  représente l'intensité de l'effort perçu sans fatigue. Compte tenu des performances de l'épaule décrites dans la littérature [199] et pour un sujet d'anthropométrie moyenne, une valeur de  $I_0$  de l'ordre de 1,8 à 2,2 est attendue.

$$CR_{10}^{norm}(t) \approx I_0 e^{a \cdot t} \text{ avec } \begin{cases} I_0^{NOM} = 1,80 \text{ et } a^{NOM} = 1,53 \\ I_0^{CAL} = 2,22 \text{ et } a^{CAL} = 1,31 \end{cases} \quad (5.1)$$

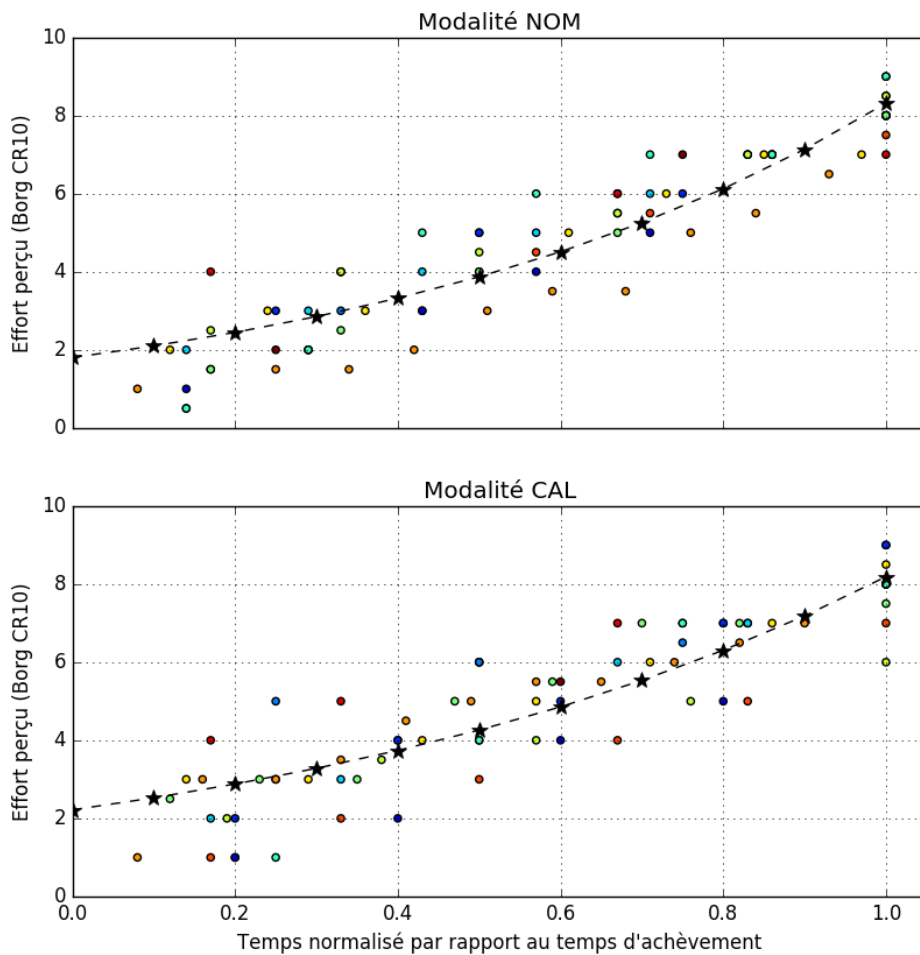


Fig. 5.2 Évolution de l'effort perçu selon la durée de pointage en modalités NOM et CAL, pour les 13 sujets. Chaque point représente une évaluation de l'effort perçu (une couleur par sujet). À titre indicatif, une régression exponentielle ( $\star$ ) est représentée.

11. à l'aide de la commande `curve_fit` du module Python `scipy.optimize`.

### 5.1.3.3 Réduction de la capacité de production de force

Des mesures d'effort maximal volontaire (MVC) d'abduction de l'épaule ont été enregistrées à la fin de chaque minute pour les modalités *CAL* et *CTR*. La figure 5.3 illustre ces mesures pour l'un des sujets.

On cherche à mettre en évidence la corrélation attendue entre la durée de pointage et la capacité de production de force. La distribution des valeurs de MVC ne suivant pas une distribution normale, on utilise le tests de corrélation des rangs de Spearman<sup>12</sup>. Le tableau 5.4 présente les coefficients de corrélation observés pour les modalités *CAL* et *CTR*, pour les 10 sujets pour lesquels les mesures sont disponibles.

En modalité *CAL*, une probabilité de corrélation significative est identifiée pour 7 des 10 sujets. Pour ces derniers, la corrélation est très forte (valeur moyenne  $\tilde{\rho}_{CAL} = -0.88$ ). Pour les 3 sujets où la corrélation n'est pas statistiquement significative, elle reste notablement négative. Ces observations soutiennent l'hypothèse d'une réduction des capacités de production de force avec la durée de l'exercice de pointage, c'est à dire la survenue de la fatigue musculaire.

En modalité *CTR*, la distribution des coefficients de corrélation par sujet est centrée sur 0 ( $\tilde{\rho}_{CTR} = 0.03$ ,  $\sigma = 0,36$ ), ce qui indique une absence de corrélation entre l'instant d'observation et l'effort maximal mesuré. Les exercices de MVC intermittents semblent donc n'engendrer par eux-même aucune réduction significative de la capacité de production de force.

Sujet	Modalité <i>CAL</i> $\rho$ (p)	Modalité <i>CTR</i> $\rho$ (p)
4	-0,40 (0,60)	0,46 (0,43)
6	-0,94 (0,005)★	0,30 (0,52)
7	-0,60 (0,40)	-0,40 (0,60)
8	-0,81 (0,015)★	0,39 (0,34)
9	-1,00 (0,00)★	-0,15 (0,80)
10	-0,89 (0,01)★	0,43 (0,34)
11	-0,71 (0,01)★	0,11 (0,73)
12	-0,60 (0,28)	-0,09 (0,87)
13	-0,89 (0,02)★	-0,54 (0,27)
14	-0,90 (0,04)★	-0,20 (0,74)

Table 5.4 Tests de Spearman des MVC et par modalité pour les 10 sujets pour lesquels les données sont disponibles. (★) indique une probabilité de corrélation significative au seuil de 95% de confiance.

La figure 5.4 présente l'évolution de la MVC (normalisée par sujet selon la valeur  $MVC^{max}$  observée en modalité *CAL*) en fonction du temps (normalisé selon le temps d'achèvement de chaque sujet) : on observe une réduction progressive de la MVC au cours de l'activité (c'est à dire à la fatigue). La dispersion des MVC semble également corrélée à la durée de l'exercice.

12. commande `sdtest` du logiciel Stata MP 15.1.

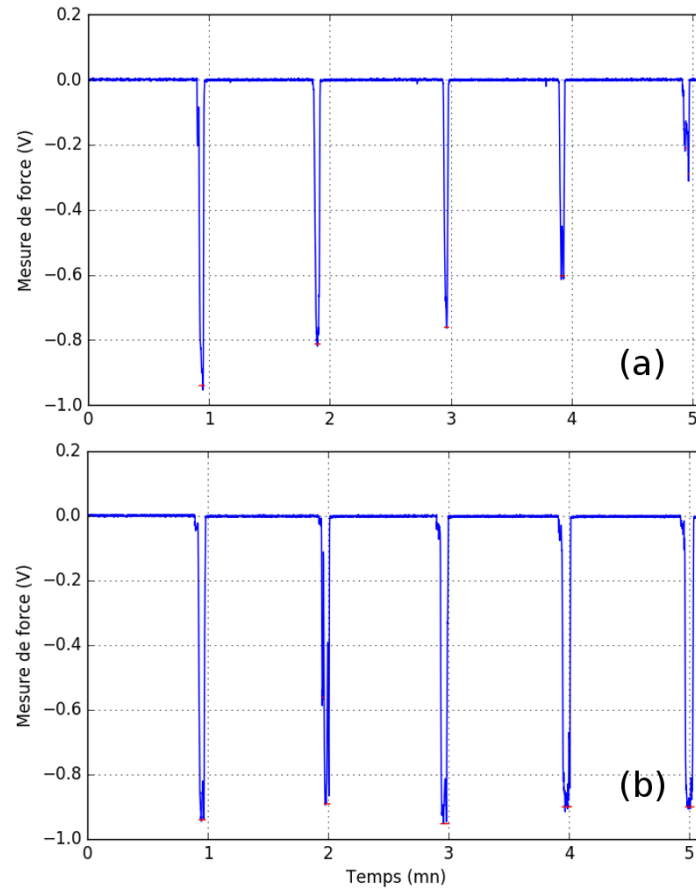


Fig. 5.3 Évolution chronologique de l'effort maximal volontaire d'abduction de l'épaule dans les modalités CAL (a) et CTR (b) pour le sujet S9.

À titre indicatif, deux modèles exponentiels d'évolution de la MVC ont été estimés<sup>13</sup>. Le choix d'une loi exponentielle est fait par analogie avec les modèles de fatigue présentés au chapitre 3.

$$MVC_{norm}(t) \approx 100e^{-a.t^2} \text{ avec } a = 0,43 \quad (5.2)$$

$$MVC_{norm}(t) \approx 100 - a.t^2 \text{ avec } a = 36,81 \quad (5.3)$$

À l'épuisement volontaire ( $t = 1$ ), ces deux modèles estiment les capacités résiduelles à environ 65% de l'effort maximal sans fatigue, soit des valeurs légèrement inférieures à celles observées expérimentalement ( $72 \pm 21\%$ , moyenne  $\pm$  écart-type) mais en cohérence avec la littérature ( $MVC_{postfatigue} = 68 \pm 7\%$  pour un effort répétitif avec fatigue en flexion de l'épaule [141]).

13. à l'aide de la commande `curve_fit` du module Python `scipy.optimize`.

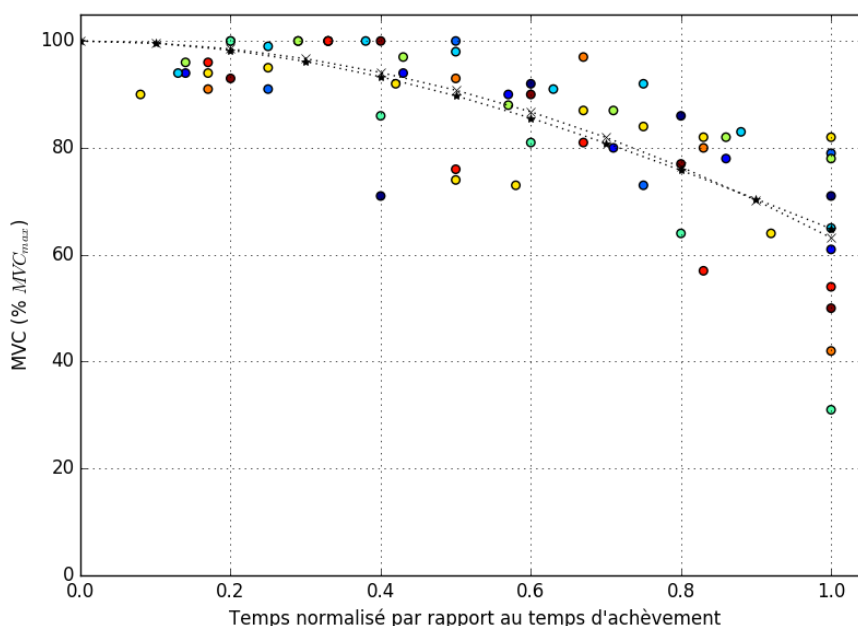


Fig. 5.4 Évolution de la capacité de production de force normalisée selon la durée normalisée de l'exercice, pour les 100 sujets pour lesquels les données sont disponibles. Chaque point représente une mesure de l'effort isométrique maximal (une couleur par sujet). Un modèle exponentiel ( $\star$ ) et un modèle quadratique ( $\times$ ) sont représentés à titre indicatif (cf. équations (5.2)).

#### 5.1.3.4 Détermination de paramètres personnalisés du modèle XFL

Les trois sections précédentes ont confirmé la survenue d'une fatigue musculaire expérimentale cohérente avec la littérature. Cette section décrit une méthode de type « Monte-Carlo » proposée pour déterminer les valeurs des paramètres  $R$  et  $F$  du modèle XFL sujet par sujet en vue d'une modélisation ultérieure de cette fatigue :

1. détermination des paramètres d'entrée du calcul :
  - consigne expérimentale d'effort  $TL_j^{exp}$  pour le sujet  $j$  considéré. Pour simplifier les calculs, on suppose un effort constant<sup>14</sup>. Cette valeur est estimée pour chaque sujet d'après l'amplitude moyenne de l'enveloppe EMG calculée au début de l'expérimentation pour les 6 muscles du membre supérieur droit ;
  - temps d'achèvement expérimental  $t_{ac}^{exp}$  ;
2. choix aléatoire de  $N = 400$  paires de valeurs  $\{R^i, F^i\}$  dans un voisinage autour des valeurs par défaut  $\{R^{ref}, F^{ref}\}$  définies pour l'épaule (cf. tableau 3.2 page 69) ;
3. pour chaque paire  $\{R^i, F^i\}$ , calcul des paramètres en vue de la sélection de la paire optimale :

14. un effort périodique de même valeur moyenne peut également être envisagé, cf. section 5.2.2.1.



- la capacité résiduelle  $RC^i$  après un effort maximal de 4 s suivi d'une période de repos de 54 s (comme en modalité de calibration),
  - le temps d'achèvement personnalisé  $t_{ac}^i$  pour lequel l'effort perçu  $BE(t_{ac}^i) = 80\%$  (assimilé à score de 8 sur l'échelle Borg CR10),
4. parmi les  $N$  paires aléatoires, on retient la paire  $\{R^{opt}, F^{opt}\}$  conduisant au temps d'achèvement  $t_{ac}^{opt}$  le plus proche de  $t_{ac}^{exp}$ .

La figure 5.5 illustre le tirage aléatoire de  $N = 400$  paires  $\{R^i, F^i\}$  pour le sujet 10, ainsi que les grandeurs  $RC^i$  et  $t_{ab}^i$  correspondantes.

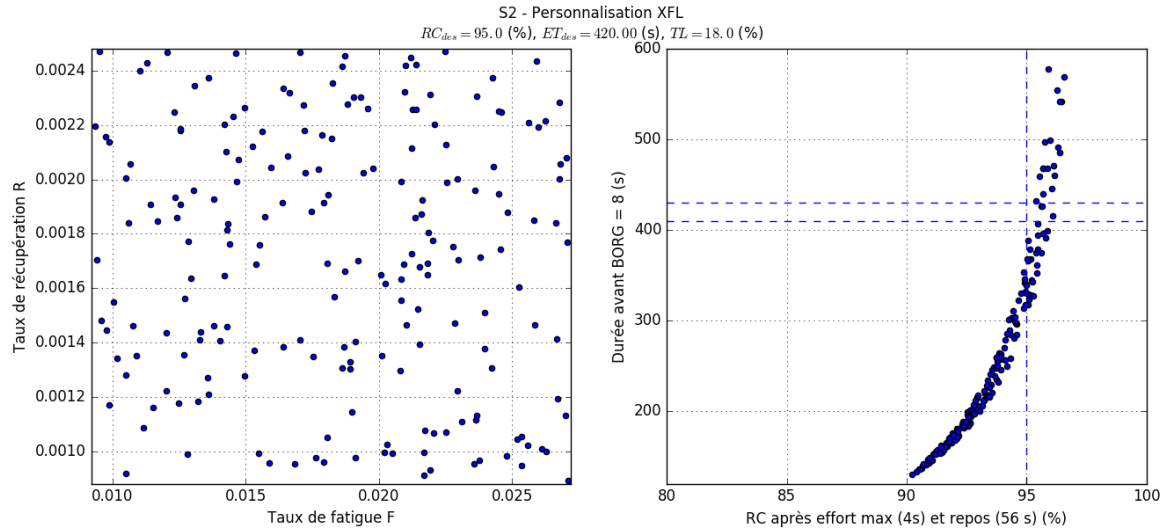


Fig. 5.5 Personnalisation des paramètres du modèle de fatigue XFL pour le sujet S2. À gauche : tirage aléatoire de  $N = 400$  paires de paramètres  $\{R^i, F^i\}$ . À droite : paramètres de sélection de la paire optimale  $\{R^{opt}, F^{opt}\}$  :  $t_{ac}^{opt} \approx t_{ac}^{exp}$  et  $RC^{opt} \approx 95\%$ .

Le tableau 5.5 contient les paramètres personnalisés  $\{F^{opt}, R^{opt}\}$  déduits des caractéristiques des 9 sujets pour lesquels la reconstruction du mouvement a été possible. On note que la valeur moyenne de l'effort de consigne est  $\tilde{TL}^{exp} = 20,9\%$ , dans l'intervalle de 18 à 22% prévu par la bibliographie [199]. On vérifie par ailleurs que l'intervalle de confiance à 95 % de la distribution des  $\{F^{opt}, R^{opt}\}$  inclut bien les valeurs de référence  $\{F^{ref}, R^{ref}\}$  proposées avec le modèle XFL. Les temps d'achèvement calculés par cette méthode sont légèrement inférieurs au temps d'achèvement expérimental. Cet écart est potentiellement lié à l'approximation d'un effort constant.

### 5.1.3.5 Activité électrique des muscles

La littérature portant sur l'étude de la VM lors d'activités répétitives similaires à celle de notre cas d'étude n'exploite généralement qu'une partie des données d'activité musculaire : elle considère principalement la comparaison entre le début de la tâche et son achèvement. Cette section reprend ce travail de comparaison « sans fatigue » / « avec fatigue »,

Sujet	$TL^{exp}$	$t_{ach}^{exp}$ (s)	$F^{opt}$	$R^{opt}$	$t_{ach}^{opt}$ (s)	$RC^{opt}$ (%)
1	26	180	0,02329	0,00165	170	92
2	18	420	0,01048	0,00092	415	96
3	13	240	0,01883	0,00181	230	93
4	25	180	0,02168	0,00090	170	92
6	15	420	0,01275	0,00190	414	95
7	27	420	0,01125	0,00126	414	96
8	23	360	0,01508	0,00236	358	95
9	20	360	0,01453	0,00211	355	95
10	21	495	0,01126	0,00177	486	96

Table 5.5 Personnalisation des paramètres du modèle XFL.

puis propose une méthode simplifiée pour l'étude des transitions intermédiaires de l'activité musculaire.

Trois descripteurs de l'activité EMG sont calculés (cf. section 3.3.2 page 54) :

- l'amplitude  $\mathcal{A}$  de l'enveloppe EMG (calculée à l'aide d'un filtre passe-bas Butterworth d'ordre 4 bidirectionnel et coupure à 6 Hz, après redressement du signal EMG) ;
- la fréquence moyenne  $MNF$ , à partir du signal EMG filtré entre 20 et 400Hz ;
- l'indice de Dimitrov  $INSM_5$ , à partir du signal EMG filtré entre 20 et 400Hz.

Ces descripteurs sont agrégés par cycle élémentaire<sup>15</sup> d'environ 2s. Les traitements des signaux sont implémentés en langage Python. Pour les filtrages, calculs de spectre, etc., on utilise différents modules de ce langage<sup>16</sup>. La figure 5.6 présente l'évolution temporelle des trois descripteurs considérés pour un muscle et un sujet : l'amplitude du signal EMG et l'indice de Dimitrov augmentent significativement au cours de l'exercice, tandis que la fréquence moyenne du spectre diminue significativement. Ces évolutions concomitantes confirment la survenue de la fatigue musculaire (cf. section 3.3.2 et figure 3.9 page 56).

L'analyse des données d'effort perçu et de réduction de la capacité de production de force n'ayant pas révélé de différence significative entre les modalités *NOM* et *CAL*, les observations suivantes portent uniquement l'activité musculaire en modalité nominale. Elles concernent spécifiquement l'activité des 6 muscles du membre supérieur droit pour les 12 sujets pour lesquels des mesures sont disponibles.

### Comparaison début/fin

Le tableau 5.6 compare la distribution des valeurs des trois descripteurs de fatigue au premier et au dernier cycle de pointage pour les 12 sujets pour lesquels des mesures EMG sont disponibles. En fin d'expérimentation, pour chacun des muscles considérés, l'amplitude moyenne par cycle a augmenté de 50 à 75 %. Cette augmentation significative de l'activité est supérieure à celle observée par Srinivasan et al. [250] (de 25 à 35 %) mais cohérente avec celle observée par Kallenberg et al. [251] (de 30 à 58%). Cette évolution est statistiquement

15. un aller-retour PRX → DST → PRX.

16. notamment `scipy.signal` et `numpy.fft`.

significative<sup>17</sup> pour la majorité muscles et des descripteurs, à l'exception :

17. un test de normalité est appliqué à la distribution de chaque descripteur, en condition initiale et en condition finale (commande `sktest` du logiciel Stata MP 15.1.). Selon ce critère, l'existence d'un écart significatif entre les deux conditions est vérifiée à l'aide d'un test de Student ou de Mann-Whitney (commandes `ttest` ou `ranksum` du logiciel Stata MP 15.1).

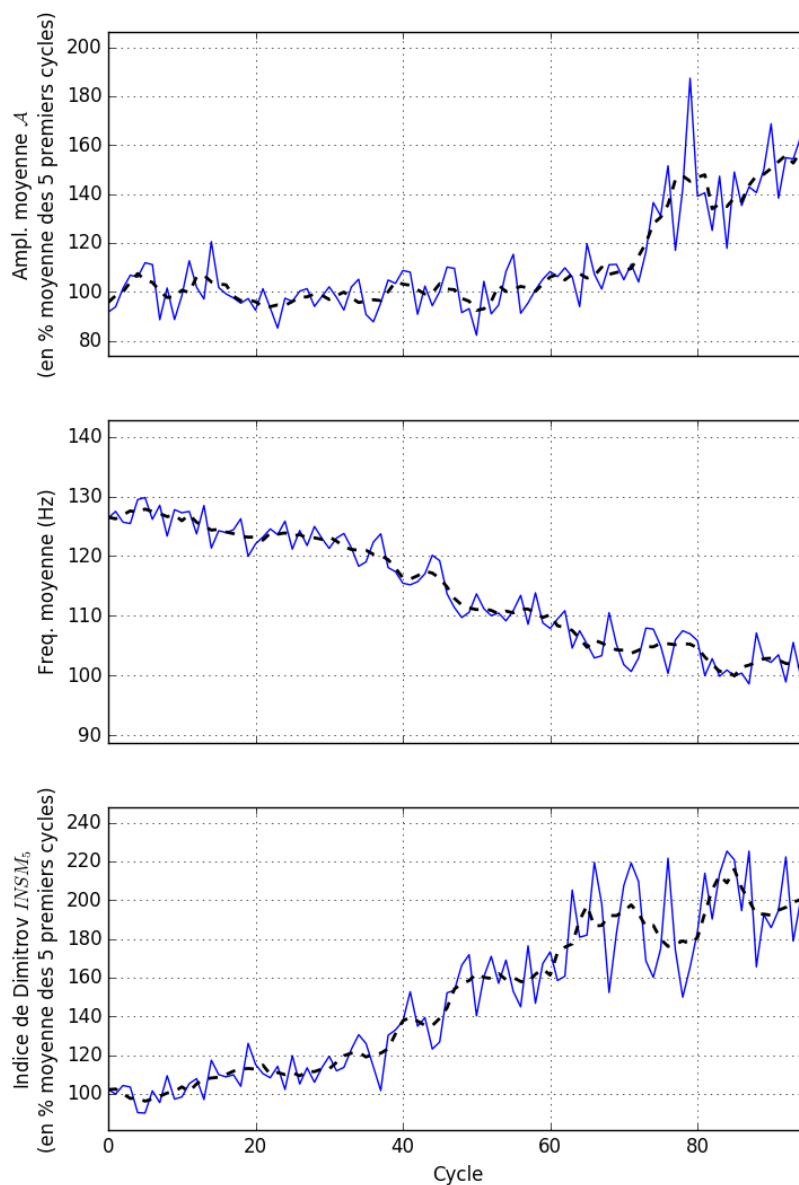


Fig. 5.6 Trois descripteurs de fatigue du *deltoideus medialis*, agrégés sur chacun des 95 cycles exécutés par le sujet S1. En haut : enveloppe EMG, normalisée par rapport à la moyenne de ce descripteur sur les 5 premiers cycles (10 s). Au milieu : fréquence moyenne du spectre. En bas : indice de Dimitrov d'ordre 5, normalisé par rapport à la moyenne de ce descripteur sur les 5 premiers cycles (10 s). En trait plein : les données brutes. En pointillés : moyenne glissante sur 5 cycles (10 s).

- de la fréquence moyenne du *deltoideus pars posterior* ;
- des 3 descripteurs du *trapezius*. La survenue de la fatigue semble moins significative pour ce muscle, fonctionnellement moins sollicité que pour les autres lors de l'activité de pointage.

Muscle	Amplitude moyenne $\mathcal{A}$ (%)	Fréquence moyenne $MNF$ (Hz)	Indice de Dimitrov $INSM_5$ (%)
$DEL_A$	$t_0 : 100,5 \pm 4,5$ (%) $t_a : 134,9 \pm 22,6$ (%) Test T : $p = 0,0000$	$t_0 : 124,3 \pm 8,6$ $t_a : 109,0 \pm 7,8$ Test T : $p = 0,0002$	$t_0 : 98,8 \pm 2,6$ $t_a : 150,2 \pm 24,7$ Test T : $p = 0,0000$
$DEL_M$	$t_0 : 98,4 \pm 4,2$ $t_a : 144,4 \pm 18,6$ Test T : $p = 0,0000$	$t_0 : 124,3 \pm 9,5$ $t_a : 108,6 \pm 5,7$ Test T : $p = 0,0001$	$t_0 : 99,2 \pm 3,2$ $t_a : 155,7 \pm 33,8$ Test T : $p = 0,0000$
$DEL_P$	$t_0 : 98,5 \pm 5,1$ $t_a : 160,3 \pm 34,9$ Test U : $p = 0,0000$	$t_0 : 118,5 \pm 14,5$ $t_a : 109,7 \pm 10,1$ Test T : NS ( $p > 0,05$ )	$t_0 : 100,1 \pm 4,6$ $t_a : 130,7 \pm 21,6$ Test U : $p = 0,0003$
$BIC$	$t_0 : 100,6 \pm 4,9$ (%) $t_a : 175,2 \pm 56,1$ (%) Test U : $p = 0,0000$	$t_0 : 122,5 \pm 11,6$ (Hz) $t_a : 107,2 \pm 10,3$ (Hz) Test T : $p = 0,0025$	$t_0 : 101,3 \pm 3,6$ (%) $t_a : 155,4 \pm 35,1$ (%) Test U : $p = 0,0000$
$TRI$	$t_0 : 99,9 \pm 4,1$ $t_a : 150,3 \pm 40,4$ Test T : $p = 0,0003$	$t_0 : 141,2 \pm 11,8$ $t_a : 124,2 \pm 15,3$ Test T : $p = 0,0059$	$t_0 : 99,0 \pm 4,3$ $t_a : 150,1 \pm 34,0$ Test T : $p = 0,0000$
$TRAD$	$t_0 : 100,8 \pm 4,7$ $t_a : 150,1 \pm 29,9$ Test U : $p = 0,0000$	$t_0 : 108,7 \pm 12,8$ $t_a : 109,1 \pm 13,2$ Test T : NS ( $p > 0,05$ )	$t_0 : 99,1 \pm 2,4$ $t_a : 103,6 \pm 11,9$ Test T : NS ( $p > 0,05$ )

Table 5.6 Évolution des descripteurs de fatigue (agrégés par cycles de pointage) pour les 12 sujets et les 6 muscles : comparaison entre le début et la fin de l'expérimentation. NS : différence non significative à 95% d'après le test T de Student ou le test U de Mann-Whitney, appliqués selon la normalité des distributions considérées.

Le tableau 5.6) montre que l'indice  $INSM_5$  de Dimitrov présente des variations relatives plus marquées que la fréquence moyenne, mais celle-ci apparaît plus régulière (écarts moins nombreux à la distribution gaussienne). Ces deux descripteurs étant de même nature, l'indice  $INSM_5$  de Dimitrov n'est plus exploité dans les analyses décrites ci-après.

### Étude en continu de l'activité musculaire

On constate à la figure 5.6 que l'évolution des descripteurs de fatigue musculaire n'est ni homogène, ni monotone : des ruptures de pentes, voire des changements de signe de pentes, peuvent être identifiés visuellement dans les séries temporelles associées. Ces ruptures et inflexions peuvent être liées à des adaptations du mouvement induite par la survenue de la fatigue. Identifier ces points singuliers pourrait fournir des informations sur le comportement moteur des sujets, par exemple pour caractériser la variabilité inter-sujets au niveau de l'activité musculaire, ou pour corrélérer ces points singuliers avec d'autres issues des séries temporelles de descripteurs cinématiques.

### Identification des instants de rupture d'une série temporelle

Une méthode est proposée pour l'identification d'un nombre optimal d'instant de rupture au sein d'une série temporelle  $\mathcal{S}$ . Elle comporte deux étapes :

1. segmentation non supervisée de la série temporelle : la méthode *PIP* (Perceptually Important Points) permet de segmenter itérativement la série temporelle d'après l'ensemble des instants « perçus comme importants » [1];
2. détermination d'une segmentation optimale : une analyse de profils de vraisemblance (Likelihood Profile - *LP*) [2] permet d'identifier un niveau de segmentation optimisant le nombre de segments appliqués  $n^{opt}$  par rapport à l'erreur  $\eta$  entre la série  $\mathcal{S}$  et son approximation linéaire à  $k$  morceaux  $\hat{\mathcal{S}}_k$ .

Le détail de cette méthode, désignée *PIP-LP* dans la suite de ce document, est présenté à l'annexe B. La figure 5.7 illustre le résultat de ces traitements pour un descripteur de fatigue musculaire de l'un des sujets.

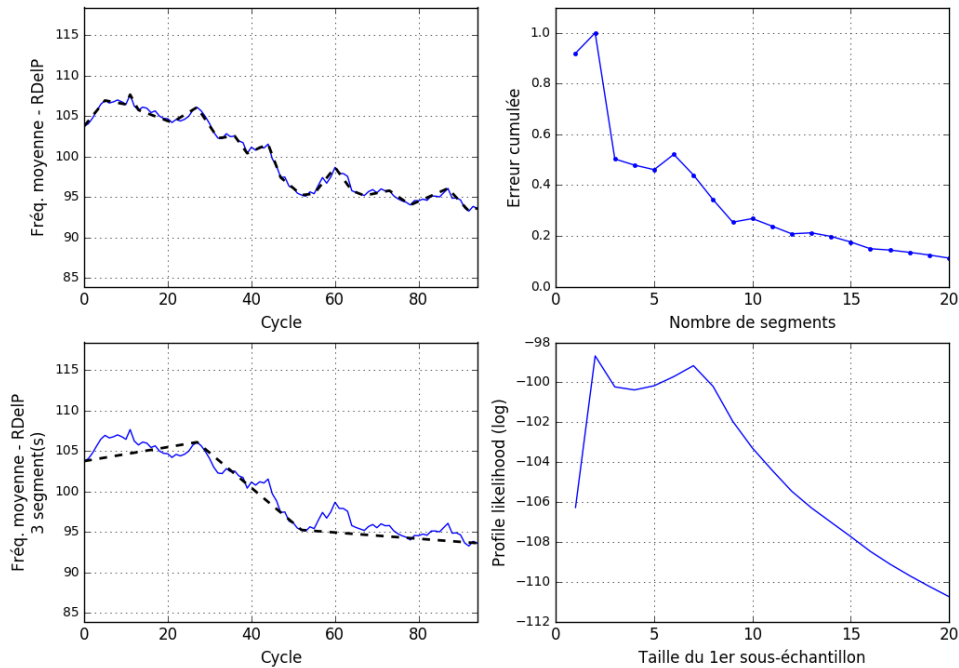


Fig. 5.7 Mise en œuvre de la méthode *PIP-LP* de découpage optimal appliquée à l'évolution temporelle de la fréquence moyenne de l'EMG du deltoïdeus pars posterior pour un sujet (pour le détail de la méthode, cf. annexe B).

### Identification des plages critiques de plusieurs séries temporelles

On considère un ensemble  $\mathbb{S}$  de  $m$  séries temporelles  $\mathcal{S}_j$ . La méthode *PIP-LP* permet d'identifier un nombre optimal  $n_j^{opt}$  d'instant de ruptures pour chacune d'elles. Le nombre  $n_j^{opt}$  et l'ensemble  $\mathcal{P}_j^{opt}$  de ces instants de rupture varient d'une série à l'autre. Soit  $\mathcal{P}$  l'en-

semble de tous les points de rupture identifiés pour  $\mathbb{S}$  :

$$\mathcal{P} = \bigcup_{\mathcal{S}_k \in \mathbb{S}} \mathcal{P}_k^{opt} \quad (5.4)$$

Si les séries temporelles sont corrélées (par exemple, l'activité électrique de deux muscles en synergie), elles sont susceptibles de présenter des instants de ruptures communs ou proches. La densité de répartition des points de  $\mathcal{P}$  peut donc permettre d'identifier des « plages critiques » correspondant à une accumulation d'instant de ruptures. Graphiquement, la construction de l'histogramme de répartition des instants de rupture peut mettre en évidence de telles plages critiques pour l'ensemble  $\mathbb{S}$  des séries temporelles considérées.

La figure 5.8 présente un tel histogramme, issu de l'analyse *PLP-LP* de descripteurs de l'activité EMG sur l'activité de pointage pour un sujet. On observe deux pics de densité d'instant de rupture, le plus importants entre 50 et 55% du temps d'achèvement, le deuxième entre 60 et 65%. Sur ces intervalles de temps, de nombreux descripteurs de l'activité EMG présentent des points de ruptures ou des inflexions : on peut supposer que l'activité motrice subit alors des adaptations significatives.

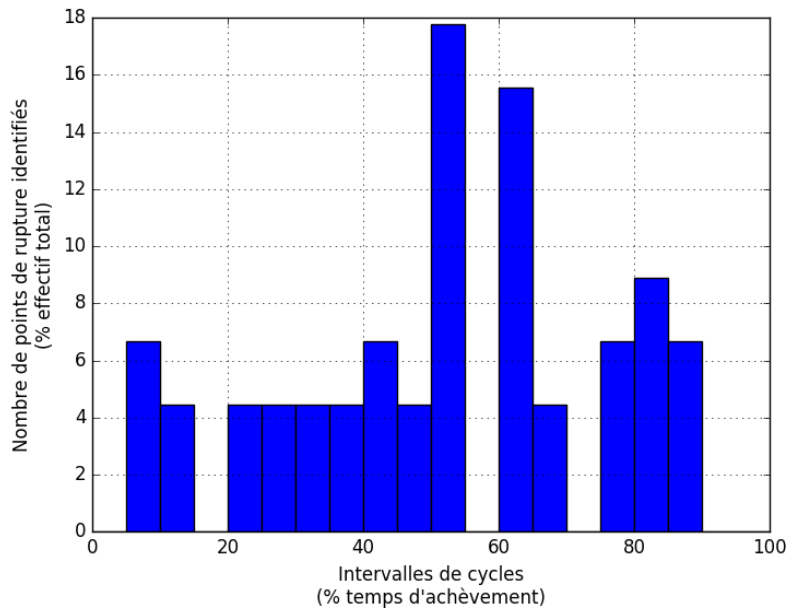


Fig. 5.8 Histogramme des instants de ruptures identifiés par la méthode *PIP-LP* au sein des 12 séries temporelles décrivant l'activité électrique du sujet *S1* (six muscles, deux descripteurs par muscle : l'amplitude  $\mathcal{A}$  et la fréquence moyenne  $MNF$ ). Les pics correspondent à des plages critiques où se concentrent les instants de rupture de plusieurs séries temporelles.

#### Application de l'analyse *PIP-LP* aux descripteurs EMG pour tous les sujets

On généralise à tous les sujet la construction de l'histogramme des instants de rupture décrite au paragraphe précédent (cf. annexe B section B.4.1). La répartition des 2 principaux pics de

chaque histogramme (cf. tableau 5.7) peut être décrite à l'aide d'un graphique en « boîte à moustaches » (cf. figure 5.9). On observe que :

- la position moyenne du premier pic se situe dans l'intervalle entre 50 et 55 % du temps d'achèvement. Cela peut indiquer, au niveau inter-individuel, une plage critique de l'activité musculaire pouvant correspondre à une transition de fatigue du membre supérieur ;
- le deuxième quartile de la répartition des 2 premiers pics commence approximativement à 45 % du temps d'achèvement. Cela peut indiquer, au niveau inter-individuel, que l'activité musculaire n'a pas significativement modifiée par la fatigue avant ce seuil ;
- le premier pic observé pour les sujets *S4* et *S8* se trouve aux limites de la distribution. Cela peut indiquer que ces sujets ont un comportement qualitativement différent de celui des autres, ce qui est confirmé par une classification automatique<sup>18</sup>.

Sujet	Position du 1 <sup>er</sup> pic (en % du temps d'achèvement)	Position du 2 <sup>nd</sup> pic (en % du temps d'achèvement)
1	50-55	60-65
2	60-65	80-85
3	55-60	15-20
4	10-15	35-40
6	50-55	75-80
7	50-55	40-45
8	80-85	50-55
9	30-35	50-55
10	45-50	50-55
11	75-80	70-75
12	65-70	70-75
14	55-60	95-100

Table 5.7 Position (en % du temps d'achèvement) des instants de rupture des 2 descripteurs de fatigue exploités pour les 6 muscles considérés.

#### 5.1.4 Analyse de la cinématique et des coordinations articulaires avec la survenue de la fatigue

Cette section présente l'exploitation des données expérimentales permettant de caractériser les évolutions de la cinématique du mouvement et des ses coordinations avec la survenue de la fatigue. Les analyses décrites ci-après ne portent que sur la modalité *NOM* puisque celle-ci n'a pas été identifiée comme statistiquement différente de la modalité *CAL* en termes de survenue de la fatigue.

18. commande `cluster kmeans` du logiciel Stata version MP 15.1 : les sujets *S4* et *S8* forment des singletons, les autres forment une seule classe.

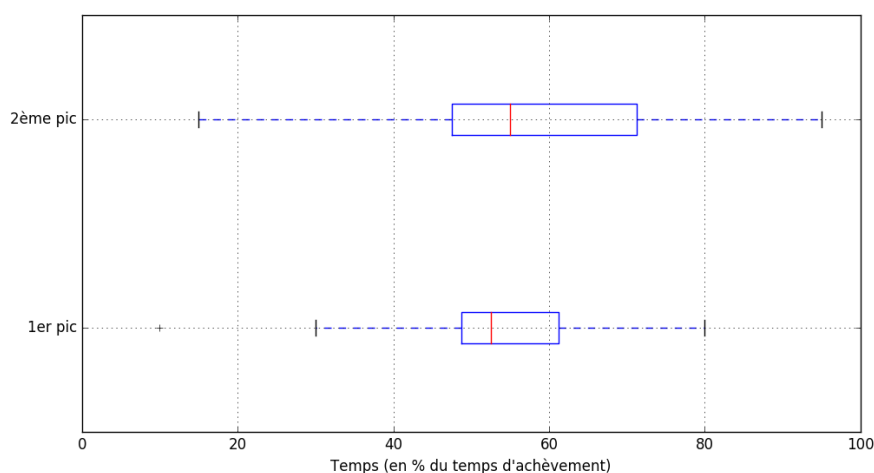


Fig. 5.9 « Boîtes à moustaches » de la distribution des deux premiers pics de l'histogramme des instants de rupture des descripteurs de fatigue, pour les 12 sujets exploités.

#### 5.1.4.1 Reconstruction de la cinématique articulaire

Les données de mouvements enregistrées concernent les positions cartésiennes de 38 marqueurs réfléchissants placés sur le corps des sujets (cf. tableau D.1 à l'annexe D). Pour chaque sujet, on dispose :

- d'une capture statique en position de référence (les bras tendus vers l'avant, à l'horizontale) de 5 secondes environ ;
- de la capture intégrale en modalité *NOM*.

Le logiciel Cortex<sup>19</sup> est utilisé pour labelliser ces deux captures<sup>20</sup> et créer des marqueurs additionnels<sup>21</sup> (cf. figure 5.10). La capture statique est exploitée par l'outil *Scaling* du logiciel OpenSim pour déterminer un modèle cinématique personnalisé de chaque sujet (longueur des segments, positionnement des marqueurs sur les segments). Ce modèle personnalisé est ensuite exploité par l'outil *Inverse Kinematics* d'OpenSim afin de reconstruire les séries temporelles des angles articulaires du tronc et du membre supérieur. L'erreur RMS observée entre la position expérimentale et la position des marqueurs reconstruits est au maximum de l'ordre de 1,7 cm.

Comme les descripteurs de fatigue (cf. section 5.1.3.5), les positions cartésiennes des principaux marqueurs (la racine VROOT, l'épaule droite RSHO, le coude RELB et l'effecteur terminal RFIN) ainsi que les angles articulaires du segment racine, du tronc, de l'épaule, du coude et du poignet sont agrégés par cycle. Ce traitement met en évidence une adaptation progressive de la posture avec la survenue de la fatigue, par exemple au niveau de l'épaule : élévation de l'altitude de l'épaule et décalage vers le côté non dominant (cf. figure 5.11).

19. édité par Motion Analysis, version 3.6.

20. les croisements éventuels entre marqueurs et les occultations sont corrigés, un filtre passe-bas à 6 Hz est appliqué conformément aux recommandations des éditeurs.

21. en particulier les marqueurs correspondant au centre du bassin, aux centres articulaires des clavicules, des épaules et de poignets.



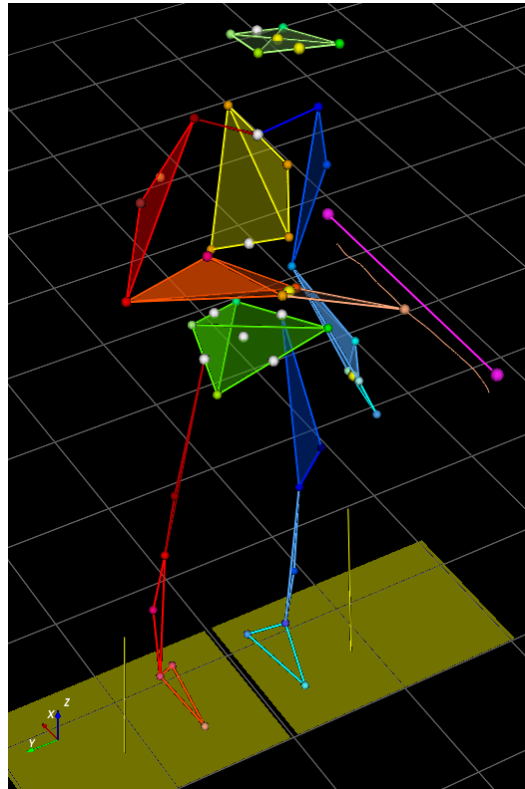


Fig. 5.10 Capture de mouvement : visualisation des marqueurs basiques et des marqueurs complémentaires utilisés pour la cinématique inverse. En violet : les deux cibles. En ocre : le marqueur terminal et une portion de sa trajectoire. Axes du référentiel : (x) antéro-postérieur (vers l'arrière); (y) médio-latéral (vers la droite du sujet); (z) vertical.

#### 5.1.4.2 Analyse de l'évolution de la cinématique

##### Comparaison début-fin

Les tableaux 5.8 et 5.9 résument, respectivement, les évolutions statistiquement significatives, entre le début et la fin de l'expérience, de la position et de la posture de tous les sujets<sup>22</sup>. En termes de position spatiale, le bassin et le coude tendent à s'avancer vers l'avant ( $VROOT_x$  et  $RELB_x$ ), l'épaule à s'élever ( $RSHO_z$ ) et le coude à s'abaisser ( $RELB_z$ ). En termes de posture, le torse tend à s'incliner vers le côté non dominant; l'abduction du bras décroît, compensée par une rotation externe du bras et une légère flexion du coude. Ces observations sont partiellement en cohérence avec la littérature (altitude de l'épaule, cf. section 2.3.3 page 39), ou témoignent de stratégies d'adaptation à la fatigue comparables.

##### Analyse de la cinématique cycle-par-cycle

Dans la littérature sur la VM et la fatigue, l'analyse de l'évolution de la cinématique

22. Test unilatéral de Student calculé avec le logiciel Stata MP 15.1.

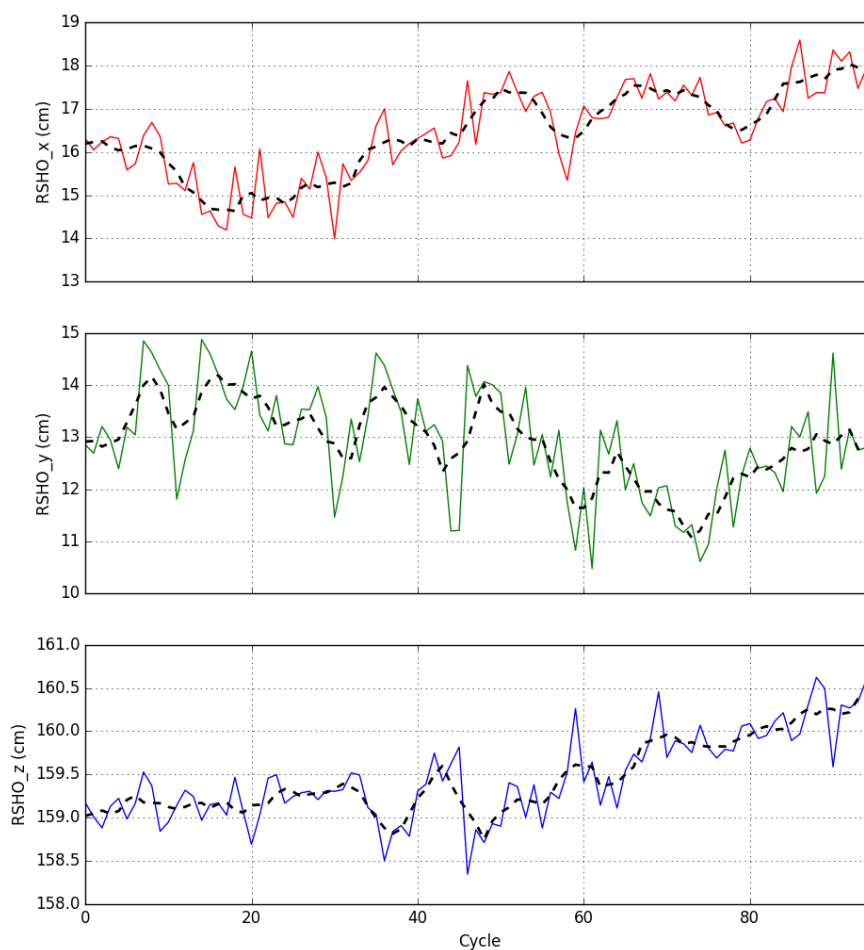


Fig. 5.11 Évolution temporelle de la position cartésienne du marqueur *RSHO* pour un sujet (en trait plein, les données agrégées par cycle, en pointillés leur moyenne glissante sur 5 cycles).

Position	Écart moyen (cm)	Test	p-value
$VROOT_x$	-1,3	< 0	0.009
$RSHO_z$	1,8	> 0	0.0001

Table 5.8 Évolution de la position de différents marqueurs entre le début et la fin de l'activité répétitive de pointage, valeur moyenne pour tous les sujets.

(trajectoires, coordinations) est généralement limitée à la comparaison de signaux « sans fatigue » (début de l'expérience) et « avec fatigue » (épuisement imminent). De fait, la cinématique est rarement analysée en « continu ». Par ailleurs, la littérature sur la VM présente des études incluant une analyse de coordination (par exemple [80, 140]), mais sur des degrés de libertés choisis *a priori*, généralement l'épaule et le coude.

À la date de ce document, aucun article n'a été identifié qui prenne en compte les états de fatigue intermédiaires ainsi que l'étude des coordinations du tronc et du membre supérieur.

DDL	Écart moyen (°)	Test	p-value
Flexion latérale du tronc	-3,4	< 0	0.0005
Flexion de l'épaule	-15.3	< 0	0.0000
Rotation int. de l'épaule	-13.2	< 0	0.0005
Flexion de l'av.-bras	2.8	> 0	0.0261

Table 5.9 *Évolution de la posture articulaire des sujets entre le début et la fin de l'activité répétitive de pointage.*

Pour combler ce manque de connaissances, les données d'angles articulaires sont exploitées par l'Analyse en Composantes Principale (ACP) de chaque cycle de pointage, selon des traitements similaires à ceux proposés dans [104] et rappelés dans l'annexe A. Pour chaque sujet, les séries temporelles  $s^j$  de chaque angle articulaire  $j$  du membre supérieur et du tronc sont normalisées en amplitude, puis découpées par cycle (noté  $k$ , avec  $k \in [1, N_{cyc}]$ ). Chaque cycle est lui-même normalisé en temps. Ainsi, pour chaque cycle, les  $N$  séries temporelles  $s^j(t)$  sont transformées en séries normalisées  $\hat{s}_k^j(\hat{t})$  qui déterminent  $N$  modes, notés  $\zeta_k^j(\hat{t})$ , avec  $j \in [1, N]$  et  $k \in [1, N_{cyc}]$ . Chaque mode  $\zeta_k^j$  est la combinaison linéaire des séries  $\hat{s}_k^j$  (cf. équation 5.5 et figure 5.12).

$$\zeta_k^j(\hat{t}) = \sum_{i=1}^N \alpha_k^{i,j} \cdot \hat{s}_k^i(\hat{t}), \text{ avec } j \in [1, N], k \in [1, N_{cyc}], \alpha_k^{i,j} \in \mathbb{R} \quad (5.5)$$

L'analyse par ACP présente un double avantage (cf. section 2.2.2.4) :

- elle permet une réduction de dimensionnalité des données. Conformément à la pratique habituelle, les modes étant classés par ordre décroissant de la variance expliquée, on observe que le premier mode  $\zeta_k^1$  explique une part très significative de la variance totale ( $\gtrsim 90\%$ , cf. figure 5.12), quel que soit le cycle, et cela pour tous les sujets. La suite des traitement repose donc sur l'analyse du premier mode  $\zeta^1$  qui contient l'essentiel de l'information cinématique ;
- elle met en évidence l'importance relatives et les corrélations éventuelles entre les signaux considérés. À travers les poids  $\alpha_k^{i,j}$  de l'ACP, on peut identifier les DDL en phase ou antiphase, ceux qui contribuent peu ou significativement au mouvement (cf. figure 5.12).

Comme l'exprime Kukke, le traitement par ACP « ne précise pas comment le mouvement est coordonné du point de vue neurophysiologique, mais plutôt comment les différents degrés de liberté sont coordonnés entre eux » [104]. Dans le contexte de cette analyse, la coordination est définie comme l'organisation temporelle des multiples trajectoires articulaires.

Pour faciliter l'identification visuelle de ces coordinations inter-articulaires, l'information du diagramme (d) de la figure 5.12 (les poids  $\alpha_k^{i,j}$  définissant le mode  $\zeta_k^1$  pour le cycle  $k$ ) peut être résumée pour l'ensemble de l'activité de chaque sujet sous la forme d'une carte en couleurs représentant tous les cycles de pointage : les poids  $\alpha_k^{i,1}$  du DDL  $i$  pour de calcul du premier mode de l'ACP de chaque cycle  $k$  sont représentés par une couleur dépendant de leur valeur. On désigne ces représentations « carte des coordinations » dans la suite de ce

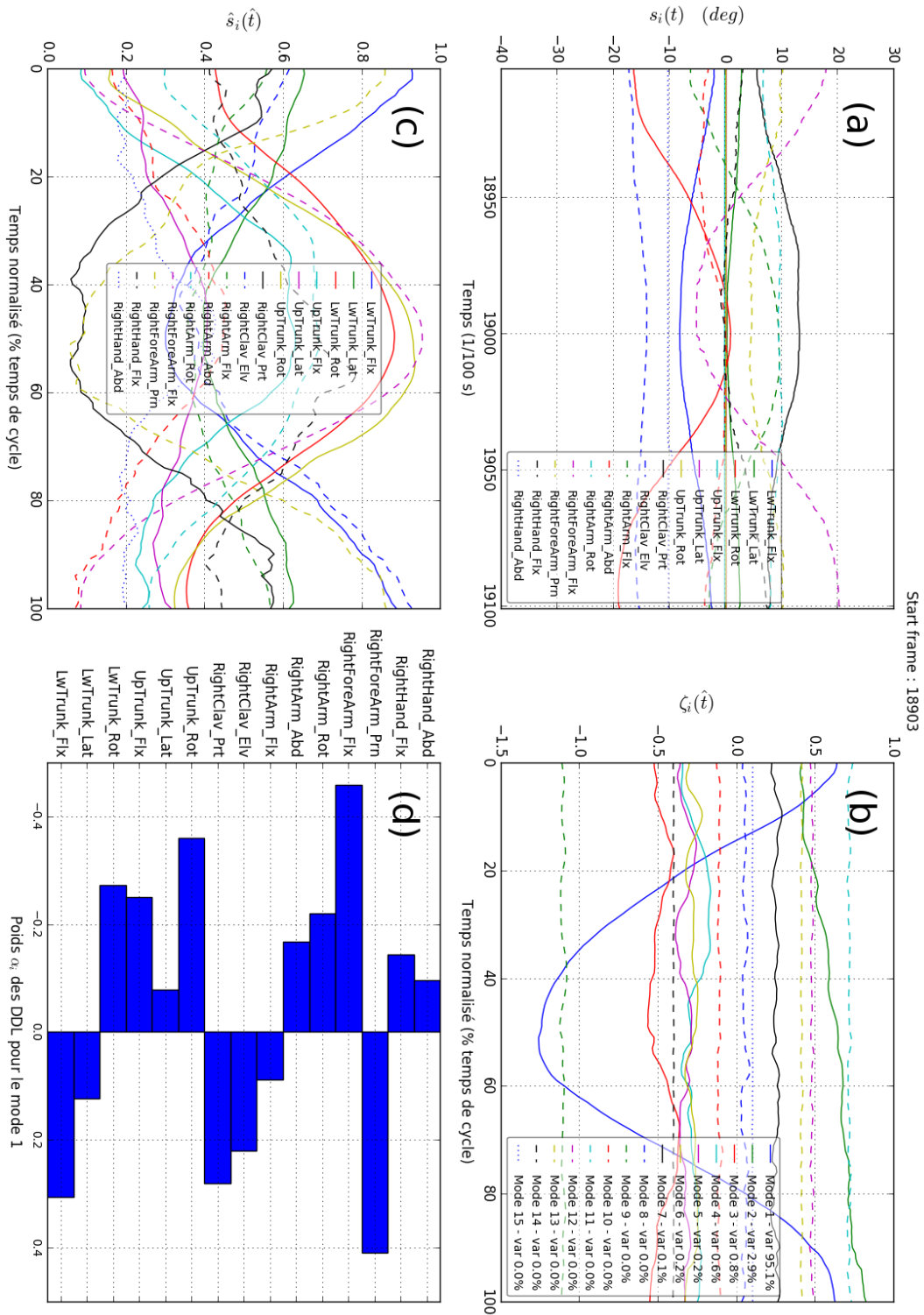


Fig. 5.12 Traitement par ACP pour un cycle de pointage. (a) : les signaux bruts  $s^j(t)$  ; (c) : les signaux normalisés  $\hat{s}_k^j(t)$  ; (b) : les modes  $\zeta_k^j(t)$  (en légende, la part de variance expliquée) ; (d) : les poids  $\alpha_k^{i,1}$  des DDL pour le mode 1 du cycle  $k$  considéré.

document.

De manière similaire, pour mieux mettre en évidence les évolutions du mouvement avec la survenue de la fatigue, on peut définir et cartographier les *écarts relatifs*  $\delta_k^i$  (cf. équation (5.6)). Ceux-ci expriment l'écart entre les poids  $\alpha_k^{i,1}$  et une valeur de référence  $\alpha_{ref}^i$  qui caractérise le mouvement *avant* la survenue de la fatigue<sup>23</sup>. Une normalisation est effectuée par rapport à l'étendue des  $\alpha_k^{i,1}$  pour ne pas discriminer les DDL contribuant faiblement ou significativement au mouvement.

$$\delta_k^i = \frac{\alpha_k^{i,1} - \alpha_{ref}^i}{\alpha_{max}^{i,1} - \alpha_{min}^{i,1}} \quad (5.6)$$

$$\alpha_{ref}^i = \frac{1}{5} \sum_{k \in [6,10]} \alpha_k^{i,1} \quad (5.7)$$

$$\alpha_{max}^{i,1} = \max_{h \in [1, N_{cyc}]} \alpha_h^{i,1} \quad (5.8)$$

$$\alpha_{min}^{i,1} = \min_{h \in [1, N_{cyc}]} \alpha_h^{i,1} \quad (5.9)$$

La figure 5.13 présente la carte des coordinations des poids  $\alpha_k^{i,1}$  (graphique [a]) et des écarts  $\delta_k^i$  (graphique [b]) pour un sujet. Le graphique [a] met par exemple en évidence, pour ce sujet, que l'inclinaison latérale du tronc et la flexion de la main contribuent peu au premier mode de l'ACP, au contraire de la flexion du coude. Ce graphique montre également que la participation de l'inclinaison latérale du tronc au premier mode de l'ACP diminue à partir du 50<sup>ème</sup> cycle approximativement. Le graphique [b] met en évidence qu'un mouvement de référence est adopté par le sujet pendant les 20 premiers cycles approximativement ; puis une nouvelle stratégie est adoptée jusqu'au cycle 45 environ, pour laquelle le bassin et l'épaule participent plus notablement ; enfin, un nouveau motif de mouvement est adopté, auquel la flexion du tronc et la flexion du coude participent plus intensément.

Les cartes de coordinations pour les neuf sujets disponibles sont données en annexe A. Leur interprétation visuelle est subjective : les transitions entre « stratégies » de mouvement peuvent se faire progressivement entre plusieurs DDL, les rendant moins perceptibles. La méthode *PIP-LP* apparaît moins discriminante pour les poids  $\alpha_k^{i,1}$  de l'ACP que pour les descripteurs EMG : d'une part le nombre de points critiques détectés dans chaque série temporelle est plus élevé que pour les descripteurs EMG, d'autre part leur répartition est plus diffuse, de sorte que les histogrammes associés présentent pour plusieurs sujets des pics d'intensité peu contrastée (cf. figure 5.14). Par exemple, les deux premiers pics de l'histogramme des ruptures *PIP-LP* des descripteurs EMG concentrent environ 28% des points de rupture identifiés, tandis que les deux premiers pics de l'histogramme de l'ACP n'en concentrent que 23%. La figure 5.15 représente sous forme de « boîte à moustaches » la répartition des deux principaux pics de l'histogramme des points de rupture pour les poids  $\alpha_k^{i,1}$  de l'ACP. Comme pour l'analyse des descripteurs EMG (cf. paragraphe 5.1.3.5), on observe une plage critique de la cinématique autour de 50% du temps d'achèvement.

23. on choisit de considérer comme référence un cycle « moyen » fictif, calculé d'après les cycles 6 à 10 arbitrairement choisis en considérant que le mouvement de pointage considéré peut être « appris » en moins de 10 cycles [74] et que la fatigue n'est pas encore significative.

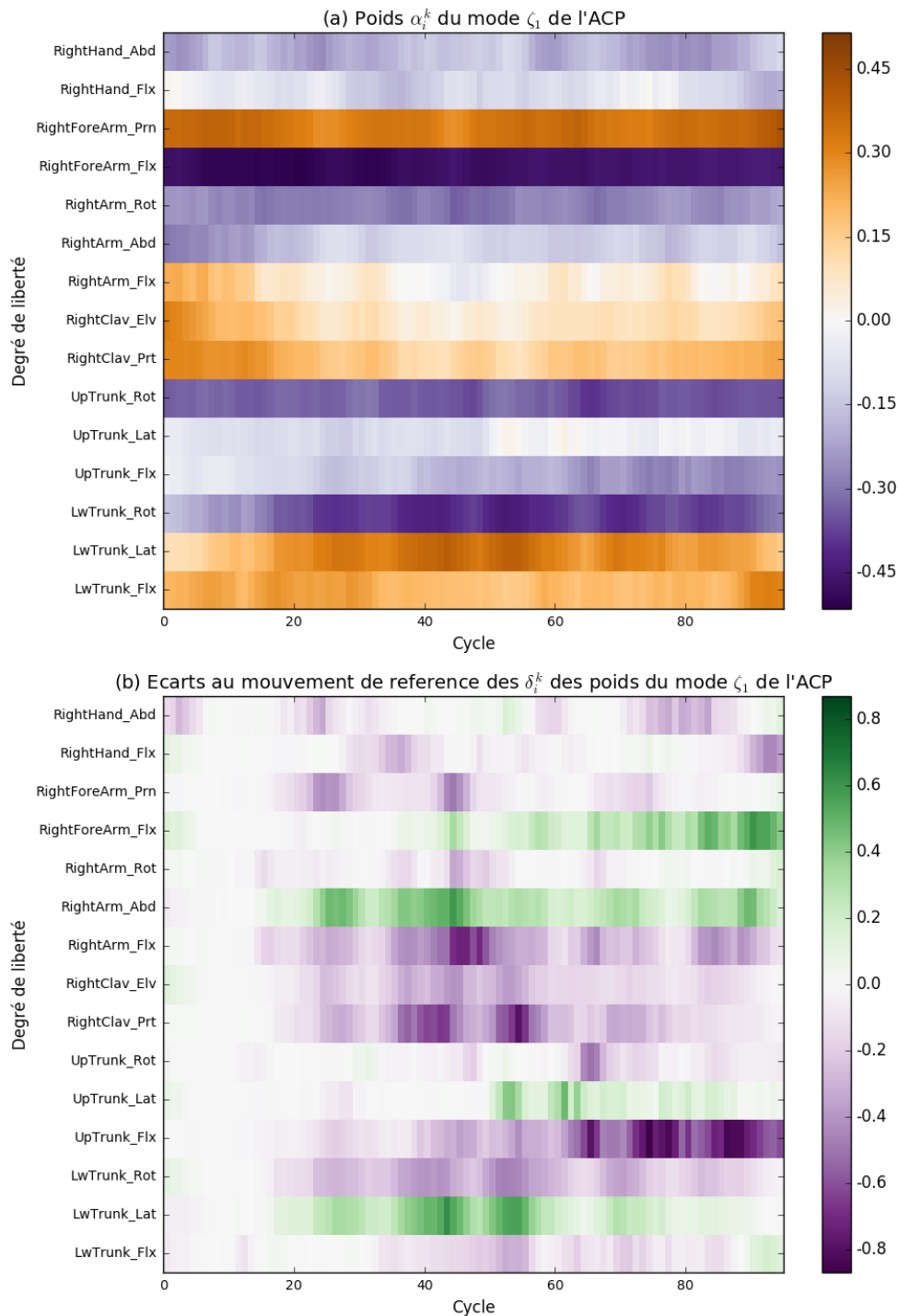


Fig. 5.13 Cartographies de l'ACP pour toute l'expérimentation du sujet S1. (a) Cartographie du poids  $\alpha_k^{i,1}$  de chaque DDL pour chaque cycle  $k$  de pointage. ; (b) Cartographie de l'évolution relative  $\delta_k^i$  du poids de chaque DDL avec la survenue de la fatigue. L'intensité de la couleur de chaque échantillon caractérise respectivement le poids et la variation du poids de chaque DDL dans le calcul du mode  $\zeta_k^1$ .

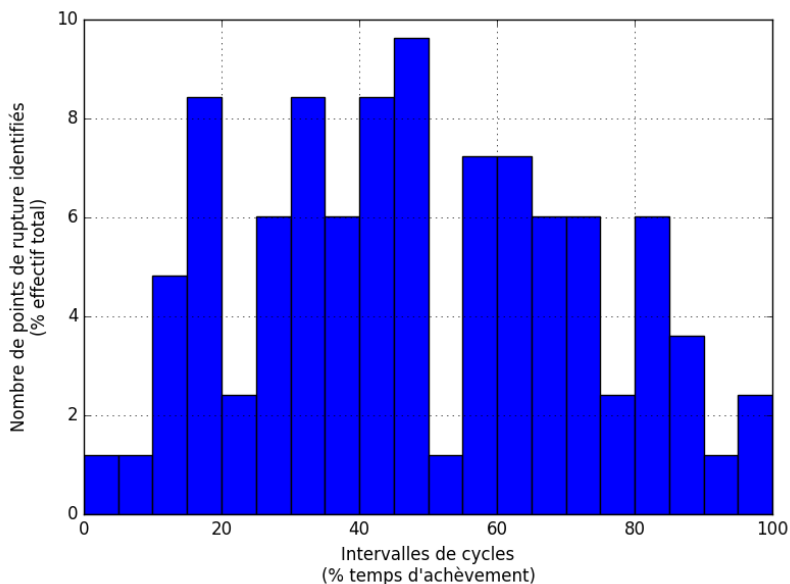


Fig. 5.14 Histogramme des instants de ruptures PIP-LP des séries temporelles des poids  $\alpha_k^{i,1}$  de la décomposition ACP de la cinématique - Sujet S8.

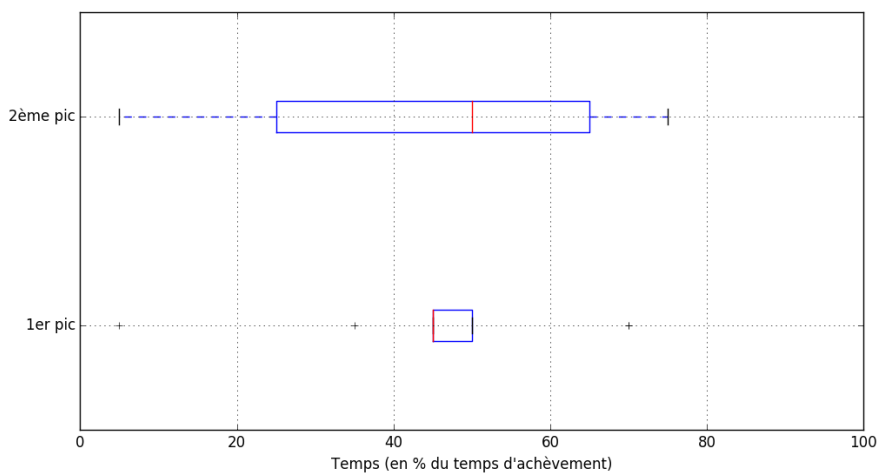


Fig. 5.15 « Boîtes à moustaches » de la distribution des deux premiers pics de l'historgramme des instants de rupture des poids  $\alpha_k^{i,1}$  du premier mode de l'ACP, pour les 10 sujets exploités.

Le tableau 5.10 résume l'interprétation visuelle du comportement des différents sujets avec la fatigue, mettant en évidence la diversité de comportement : présence ou non d'une phase initiale d'apprentissage, adaptation à la fatigue plutôt progressives (sujets 1,4,6 à 10) ou avec des « transferts » de sollicitations plus nets (sujets 2 et 3).

Sujet	Découpage (cycles)	Description
1	cycles [1, ~ 20] cycles [~ 20, ~ 45] cycles [~ 45,95]	Mouvement de référence Contribution augmentée du bassin et de l'épaule Contribution augmentée du tronc et du coude
2	cycles [1,5] cycles [5, ~ 40] cycles [~ 40, ~ 133] cycles [~ 133, ~ 177] cycles [~ 177, 215]	Apprentissage Mouvement de référence (incident au cycle 14) Contribution augmentée du tronc et de l'épaule Transfert de contribution de épaule vers l'avant-bras Contribution de tout le membre supérieur
3	cycles [0,6] cycles [6, ~ 12] cycles [~ 12, ~ 50] cycles [~ 50, ~ 78] cycles [~ 78, 119]	Apprentissage Mouvement de référence Contribution augmentée du tronc et de l'épaule Réorganisation de l'épaule vers le bras Transfert du tronc vers la clavicule et la main
4	cycles [0,6] cycles [6, ~ 40] cycles [~ 40, 90]	Apprentissage Mouvement proche du mouvement de référence Contribution augmentée du tronc et du membre supérieur
6	cycles [0,15] cycles [15, ~ 82] cycles [~ 40, ~ 150] cycles [~ 150, 210]	Mouvement de référence Contribution augmentée de l'épaule Contribution augmentée du tronc et du membre supérieur. Contribution supplémentaire du bassin
7	cycles [0,10] cycles [10, ~ 39] cycles [~ 39, ~ 60] cycles [~ 150, 212]	Mouvement de référence Contribution augmentée de l'épaule Contribution augmentée de la clavicule Contribution supplémentaire du bassin
8	cycles [0,3] cycles [3, ~ 17] cycles [~ 17, ~ 58] cycles [~ 58, ~ 72] cycles [~ 72,180]	Apprentissage Mouvement proche du mouvement de référence Contribution augmentée de l'inclinaison du bassin Contribution augmentée du bassin, de l'épaule et du poignet Contribution modérée du tronc et du membre supérieur.
9	cycles [0,15] cycles [15, ~ 48] cycles [~ 48, ~ 118] cycles [~ 118,181]	Mouvement proche du mouvement de référence Contribution augmentée du poignet et de l'épaule Contribution augmentée du bassin Contribution augmentée du tronc et de la clavicule
10	cycles [0,25] cycles [15, ~ 65] cycles [~ 65, ~ 139] cycles [~ 118,181]	Mouvement proche du mouvement de référence Contribution augm. du membre sup. et du bassin (flexion) Contribution supplémentaire du tronc Contribution généralisée

Table 5.10 Classification empirique de l'évolution de la cinématique articulaire avec la survenue de la fatigue (cf. cartes de coordinations à l'annexe A).



### Classification des cartes de coordinations

La classification des cartes de coordinations présentée dans le tableau 5.10 est subjective. Pour une exploitation plus objective de ces cartes, les poids  $\alpha_k^{i,1}$  de l'ACP peuvent également être exploités par des méthodes de classification automatique. On applique ici la méthode de Classification Hiérarchique Ascendante (CHA). Cette méthode de classification non supervisée vise à rassembler itérativement des individus similaires (homogénéité intra-classe) en classes dissemblables (hétérogénéité inter-classes). Elle repose sur la construction d'un « arbre » (dendrogramme) d'après une mesure de dissemblance entre individus. La figure 5.16 représente l'arbre associé à la carte des coordinations pour le sujet *S1* et la distribution des cycles de pointages dans les différentes classes. Chaque cycle  $c_i$  est représenté par un point de coordonnées  $(\alpha_k^{i,1}) \in \mathbb{R}^{15}$  (une composante par DDL), et l'ensemble  $\{c_i, i \in [1, n]\}$  des cycles de l'activité de pointage est attribué à une classe<sup>24</sup> d'après un critère d'inertie (critère de Ward) associée à la distance euclidienne. Ce découpage automatique est proche de la décomposition empirique proposée dans le tableau 5.10. Les dendrogrammes de tous les sujets sont donnés dans l'annexe A. Pour l'ensemble des sujets, la CHA permet d'identifier 4 à 6 classes, c'est à dire 4 à 6 stratégies de coordinations différentes.

### Application de l'évaluateur ergonomique RULA

Pour un concepteur de postes de travail, il est difficilement envisageable d'analyser quantitativement la cinématique des opérateurs et la variabilité associée. La méthode d'évaluation ergonomique RULA pourrait être utilisée qualitativement afin de caractériser l'impact de la survenue de la fatigue sur l'activité de l'opérateur. Cette méthode est basée sur l'analyse visuelle des postures les plus sollicitantes adoptées par l'opérateur durant son activité. Des scores portant spécifiquement sur différentes parties du corps sont établis à partir d'une grille donnée en annexe E. Le calcul des scores RULA peut être automatisé à partir de données de mouvements. Toutefois, l'interprétation des scores RULA pour l'activité de pointage considérée est délicate : d'une part, la méthode est plutôt prévue pour l'analyse de postures ponctuelles que pour une analyse en continu ; d'autre part l'activité étudiée n'est pas pleinement représentative d'une situation de travail.

La figure 5.17 présente un exemple de courbe d'évolution des scores *A8* (score global pour membre supérieur droit) et *B7* (score global pour l'axe central tronc-tête) agrégés par cycle de pointage, pour un sujet. Les courbes pour les autres sujets sont données en annexe E.

La figure 5.18 présente le graphique en « boîte à moustache » de la distribution des scores *A8* pour les 9 sujets exploités. Elle met en évidence la diversité des comportements individuels observés.

Le tableau 5.11 présente la comparaison statistique<sup>25</sup> des moyennes  $\mu_{NF}$  et  $\mu_F$  des scores RULA respectivement sans ou avec fatigue (le premier et le dernier cinquième du temps d'activité). Pour tous les sujets, au moins l'un des scores RULA est modifié avec la survenue de la fatigue. Pour les sujets *S1*, *S3*, *S4* et *S10*, la posture finale semble globalement *moins* sollicitante que la posture initiale ; pour les sujets *S2*, *S6* et *S7*, le score final correspond à

24. fonction `linkage` du paquet Python `scipy.cluster.hierarchy`.

25. Test de comparaison des moyennes `ttest` du logiciel Stata MP 15.1.

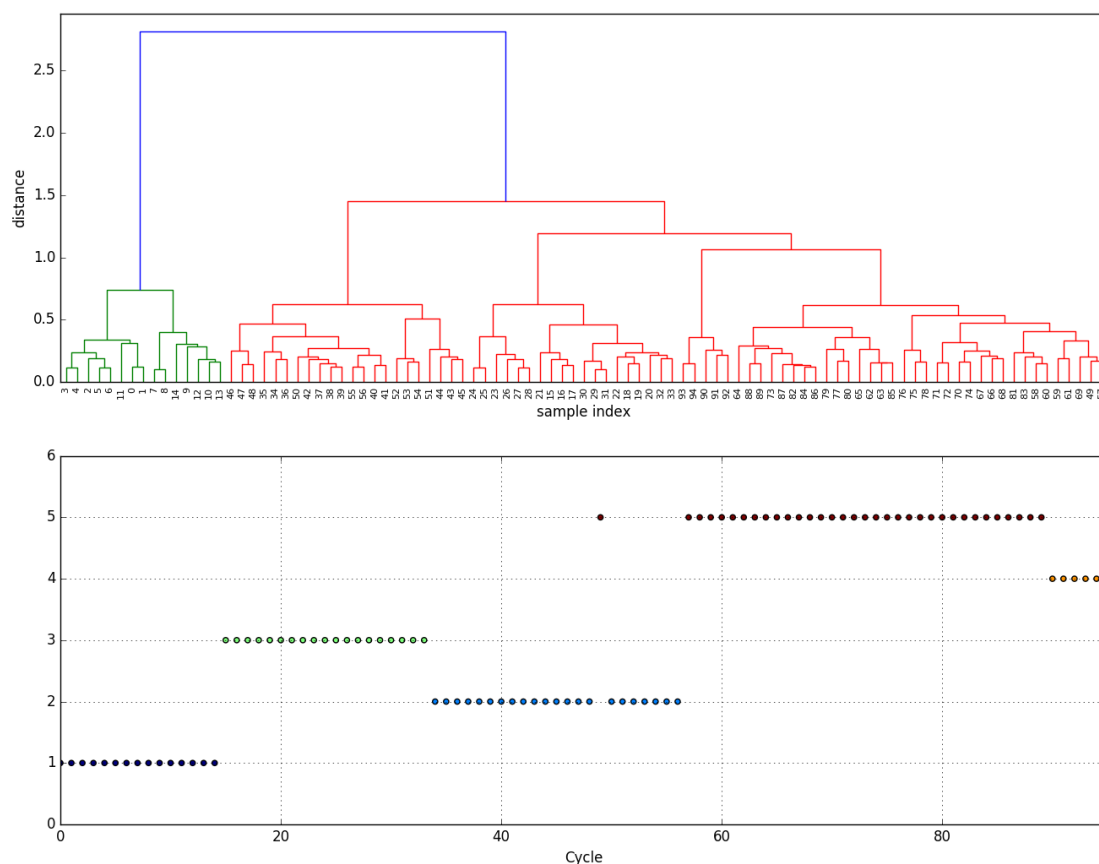


Fig. 5.16 Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet S1. En haut : arbre de répartition des cycles de pointage. En bas : répartition chronologique des classes.

une posture globalement *plus* sollicitante qu'au début ; pour les sujets S8 et S9, les scores RULA correspondent à un transfert des sollicitations du membre supérieur vers le tronc.

### 5.1.5 Performance de réalisation de la tâche de pointage

La section précédente concerne l'évolution des mouvements du corps entier, dans une perspective d'étude des coordinations inter-segmentaires. La présente section s'attache plus spécifiquement à l'analyse du mouvement de l'effecteur terminal, notamment en termes de précision d'atteinte d'une cible et de suivi de trajectoire. L'objectif est alors plutôt de caractériser d'éventuels effets de la survenue de la fatigue sur la performance de réalisation de la tâche : en termes de conception d'une situation de travail, l'opérateur peut-il toujours atteindre un organe de commande ou réaliser son mouvement sans collision avec son environnement, malgré la survenue de la fatigue musculaire ? Cette section présente l'analyse des données cinématiques expérimentales pour quantifier, d'une part, une éventuelle perte de précision de l'atteinte de la cible distale et, d'autre part, une perte de régularité des trajectoires d'atteinte, selon la survenue de la fatigue.

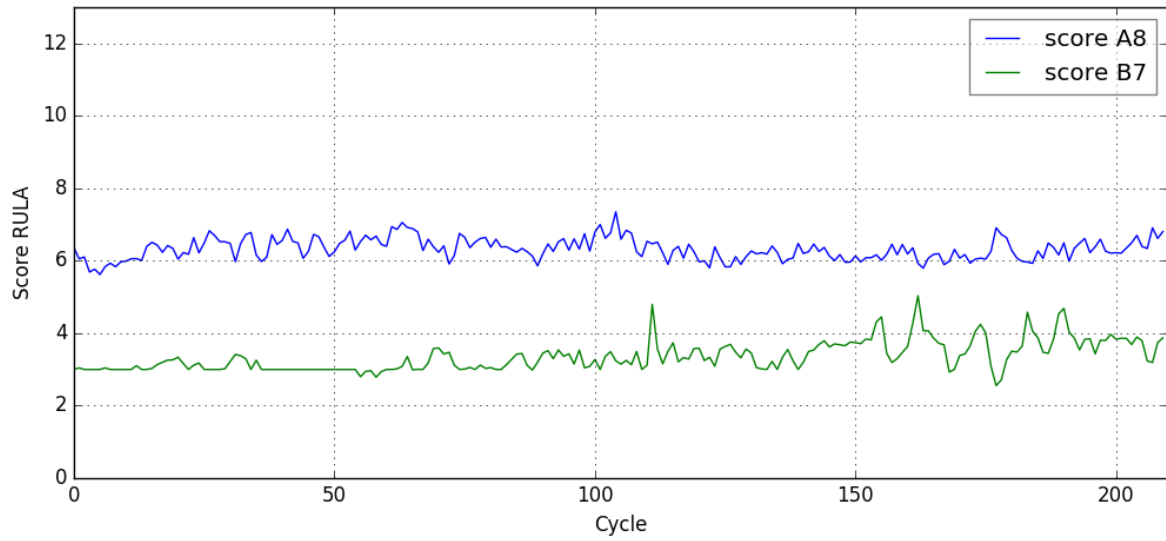


Fig. 5.17 Scores RULA - sujet S6.

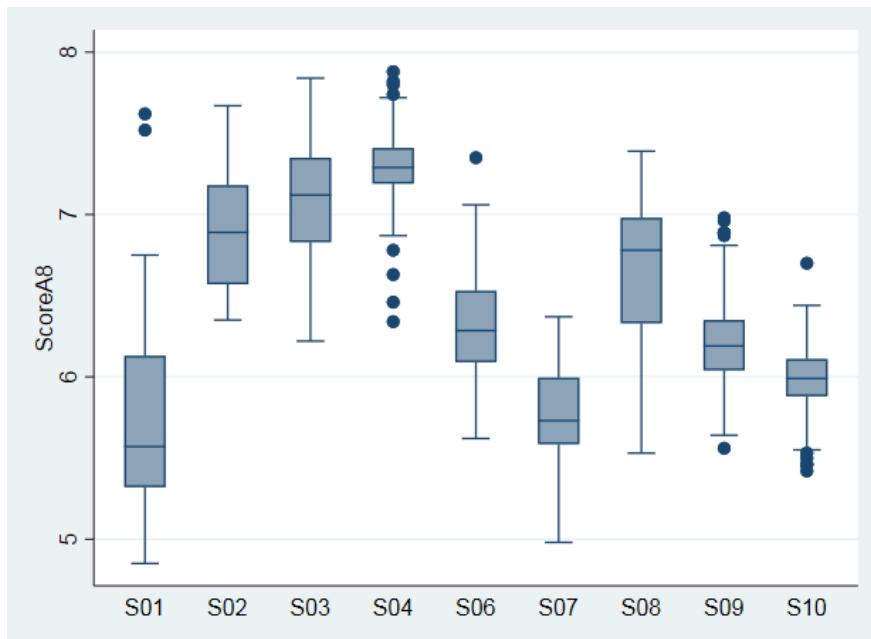


Fig. 5.18 Boîtes à moustache de la distribution des scores A8 pour les 9 sujets.

### 5.1.5.1 Pointage de la cible distale

Le tableau 5.12 présente l'analyse de performance de pointage de la cible distale et son éventuelle corrélation avec la survenue de la fatigue. On considère l'écart latéral  $Y$ , vertical  $Z$  et l'écart absolu  $\epsilon$  entre l'extrémité du doigt et le centre de la cible distale (cf. figure 5.19). Une corrélation statistiquement significative est recherchée entre l'écart au centre de la cible

Sujet	Score	Différence avec/sans fatigue
S1	A8	$\mu_{NF} > \mu_F$ ( $p = 0,0013$ )
	B7	Non significatif
S2	A8	$\mu_{NF} < \mu_F$ ( $p = 0,0000$ )
	B7	$\mu_{NF} < \mu_F$ ( $p = 0,0000$ )
S3	A8	$\mu_{NF} > \mu_F$ ( $p = 0,0000$ )
	B7	$\mu_{NF} < \mu_F$ ( $p = 0,0000$ )
S4	A8	$\mu_{NF} > \mu_F$ ( $p = 0,0000$ )
	B7	$\mu_{NF} < \mu_F$ ( $p = 0,0275$ )
S6	A8	Non significatif
	B7	$\mu_{NF} < \mu_F$ ( $p = 0,0000$ )
S7	A8	$\mu_{NF} < \mu_F$ ( $p = 0,0000$ )
	B7	$\mu_{NF} < \mu_F$ ( $p = 0,0000$ )
S8	A8	$\mu_{NF} > \mu_F$ ( $p = 0,0000$ )
	B7	$\mu_{NF} < \mu_F$ ( $p = 0,0016$ )
S9	A8	$\mu_{NF} > \mu_F$ ( $p = 0,0000$ )
	B7	$\mu_{NF} < \mu_F$ ( $p = 0,0001$ )
S10	A8	$\mu_{NF} > \mu_F$ ( $p = 0,0315$ )
	B7	Non significatif

Table 5.11 Comparaison « sans fatigue » et « avec fatigue » des scores RULA (cf. courbes RULA à l'annexe E).

et le temps sur l'ensemble de l'expérimentation<sup>26</sup>. Si une telle corrélation est identifiée, les distributions des 10 premiers et 10 derniers cycles sont comparées<sup>27</sup>.

La précision de pointage semble très peu affectée par la fatigue :

- il n'y a corrélation entre le numéro de cycle et les descripteurs de précision  $Y$ ,  $Z$  et  $\epsilon$  que pour un seul sujet ;
- pour chaque descripteurs de précision  $Y$ ,  $Z$  et  $\epsilon$ , quand une corrélation est identifiée, les coefficients de corrélation calculés  $\rho$  sont faibles (inférieur à 0.6 en valeur absolue), de signe variable et de moyenne proche de 0 ( $\hat{\rho}_Y = -0,10$ ,  $\hat{\rho}_Z = -0,28$  et  $\hat{\rho}_\epsilon = -0,03$ ).

Ces résultats sont compatibles avec les observations de Emery et al. [137] signalant, tous sujets confondus, une tendance à un abaissement de l'effecteur avec la fatigue (cf. section 2.3).

### 5.1.5.2 Évolution de la trajectoire de l'effecteur

La VM induite par la survenue de la fatigue peut s'exprimer par une modification progressive de la trajectoire de l'effecteur terminal. La distance de Hausdorff  $d_H$ , définie à l'équation (5.10) dans un espace euclidien, peut être utilisée pour quantifier la similarité entre plusieurs trajectoires [252, 253]. Son usage aurait été particulièrement aisé pour quantifier l'évolution de l'écart entre la trajectoire  $\mathcal{C}_k$  au cycle  $k$  et la trajectoire de référence

<sup>26</sup>. test de Pearson ou de Spearman selon que les points de contacts considérés suivent ou non une distribution normale.

<sup>27</sup>. test de Student ou de Kruskal-Wallis, selon le même critère de normalité

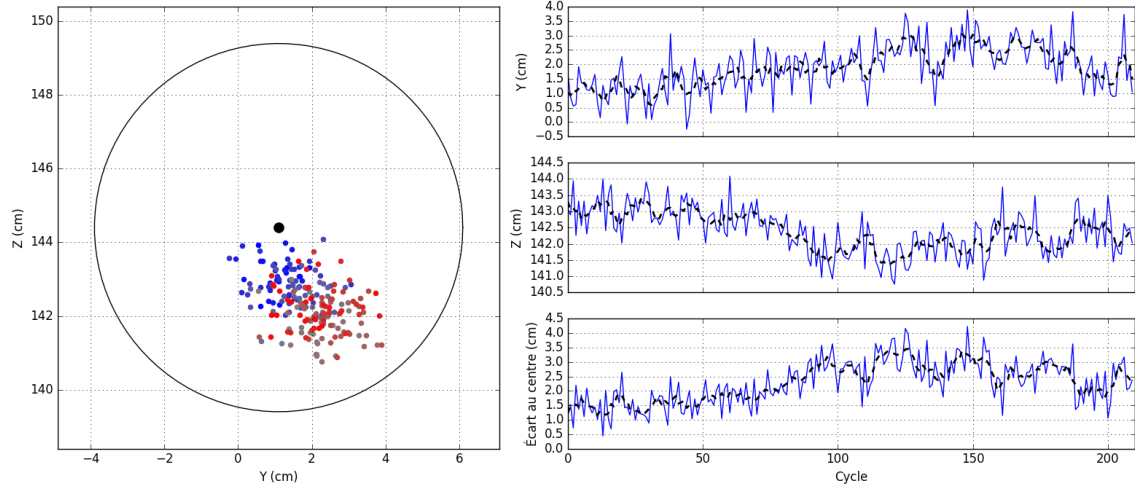


Fig. 5.19 Écart latéral, vertical et absolu entre l'extrémité du doigt et le centre de la cible distale pour un sujet. Les points de contact sont indiqués en bleu au début de l'expérimentation, les points rouges avant l'épuisement.

rectiligne  $\mathcal{D}$  joignant le centre des deux cibles pointées. Cependant, plusieurs sujet n'ont pas rigoureusement respecté la consigne donnée concernant la cible PRX, et l'ont touchée non pas du bout de l'index, mais avec l'une des phalanges. Cela a entraîné un écart important avec la trajectoire rectiligne (de l'ordre de 5 cm à l'instant du pointage de la cible PRX) qui masque d'éventuels effets de la VM d'amplitude plus faible.

$$d_H(\mathcal{C}_1, \mathcal{C}_2) = \max \left( \sup_{x_2 \in \mathcal{C}_2} \inf_{x_1 \in \mathcal{C}_1} \|\overrightarrow{x_1 x_2}\|, \sup_{x_1 \in \mathcal{C}_1} \inf_{x_2 \in \mathcal{C}_2} \|\overrightarrow{x_1 x_2}\| \right) \quad (5.10)$$

Un descripteur plus générique est proposé, à savoir l'aire  $\mathcal{A}_k$  délimitée par la trajectoire  $\mathcal{C}_k$  de l'effecteur terminal pour le cycle  $k$ . Cette trajectoire étant tridimensionnelle, l'analyse a porté sur l'approximation  $\tilde{\mathcal{A}}_k$  de  $\mathcal{A}_k$ , définie comme la somme des aires de triangles élémentaires maillant  $\mathcal{C}_k$ . Pour le calcul de  $\tilde{\mathcal{A}}_k$ , on a considéré  $n = 100$  points  $P_i$  (respectivement  $Q_i$ ) sur la première (respectivement deuxième) moitié de la trajectoire de pointage<sup>28</sup>. On définit alors les aires  $a_i^1$  des triangles  $P_i P_{i+1} Q_i$  et les aires  $a_i^2$  des triangles  $Q_i Q_{i+1} P_{i+1}$  (cf. équation (5.11)). La figure 5.20 représente la projection 2D de la trajectoire  $\mathcal{C}_k$  pour un cycle et un sujet, ainsi que les triangles élémentaires construits pour le calcul de  $\tilde{\mathcal{A}}_k$ .

28. la numérotation des points  $P_i$  et  $Q_i$  est faite de sorte que  $P_0$  et  $Q_0$  correspondent à l'une des cibles, tandis que  $P_{100}$  et  $Q_{100}$  correspondent à l'autre cible.

Sujet	Grandeur	Corrélation avec le n° de cycle	Différence de performance début/fin
1	Y	Non (Spearman, $p = 0,2901$ )	-
	Z	$\rho = -0.26$ (Spearman, $p = 0.0107$ )	Non (Student, $p = 0.1857$ )
	$\epsilon$	Non (Spearman, $p = 0,5932$ )	-
2	Y	$\rho = 0.28$ (Spearman, $p = 0.0000$ )	Non (Student, $p = 0.0563$ )
	Z	$\rho = -0.28$ (Spearman, $p = 0.0000$ )	Non (Kruskall, $p = 0.5453$ )
	$\epsilon$	Non (Spearman, $p = 0.7315$ )	-
3	Y	$\rho = -0.45$ (Pearson, $p = 0.0000$ )	<b>Oui</b> (Student, $p = 0.0005$ )
	Z	Non (Spearman, $p = 0.4061$ )	-
	$\epsilon$	$\rho = 0.25$ (Spearman, $p = 0.0000$ )	Non (Student, $p = 0.2801$ )
4	Y	Non (Pearson, $p = 0.7767$ )	-
	Z	$\rho = -0.36$ (Spearman, $p = 0.0004$ )	<b>Oui</b> (Kruskall, $p = 0.0009$ )
	$\epsilon$	Non (Spearman, $p = 0.9995$ )	-
6	Y	$\rho = 0.49$ (Pearson, $p = 0.0000$ )	Non (Kruskall, $p = 0.1736$ )
	Z	$\rho = -0.45$ (Pearson, $p = 0.0000$ )	<b>Oui</b> (Student, $p = 0.0297$ )
	$\epsilon$	$\rho = 0.54$ (Spearman, $p = 0.0000$ )	<b>Oui</b> (Student, $p = 0.0163$ )
7	Y	$\rho = -0.22$ (Pearson, $p = 0.0010$ )	<b>Oui</b> (Student, $p = 0.0233$ )
	Z	Non (Spearman, $p = 0.0976$ )	-
	$\epsilon$	Non (Spearman, $p = 0.7390$ )	-
8	Y	$\rho = -0.47$ (Pearson, $p = 0.0000$ )	<b>Oui</b> (Student, $p = 0.0025$ )
	Z	$\rho = -0.38$ (Pearson, $p = 0.0000$ )	<b>Oui</b> (Kruskall, $p = 0.0011$ )
	$\epsilon$	Non (Spearman, $p = 0.9417$ )	-
9	Y	Non (Pearson, $p = 0.0900$ )	-
	Z	$\rho = -0.60$ (Spearman, $p = 0.0000$ )	<b>Oui</b> (Student, $p = 0.0000$ )
	$\epsilon$	$\rho = -0.60$ (Spearman, $p = 0.0000$ )	<b>Oui</b> (Student, $p = 0.0001$ )
10	Y	$\rho = -0.25$ (Spearman, $p = 0.0000$ )	<b>Oui</b> (Student, $p = 0.0001$ )
	Z	$\rho = 0.37$ (Spearman, $p = 0.0000$ )	<b>Oui</b> (Student, $p = 0.0000$ )
	$\epsilon$	$\rho = -0.31$ (Spearman, $p = 0.0000$ )	<b>Oui</b> (Student, $p = 0.0002$ )

Table 5.12 Évolution de la performance de pointage avec le numéro de cycle.

$$\tilde{\mathcal{A}} = \sum_{i \in [1, n-1]} a_i^1 + a_i^2 \quad (5.11)$$

$$a_i^1 = \frac{1}{2} \overrightarrow{P_i Q_i} \times \overrightarrow{P_{i+1} Q_i} \quad (5.12)$$

$$a_i^2 = \frac{1}{2} \overrightarrow{P_{i+1} Q_i} \times \overrightarrow{P_{i+1} Q_{i+1}} \quad (5.13)$$

Le tableau 5.13 contient l'analyse des observations expérimentales. La corrélation entre l'aire balayée  $\tilde{\mathcal{A}}$  et le temps d'expérience est évaluée par le test de Pearson si la distribution de  $\tilde{\mathcal{A}}$  peut être considérée comme normale, et par le test de Pearson dans le cas contraire. Si une corrélation statistiquement significative est identifiée, une comparaison des moyennes observées en début et en fin d'expérimentation est effectuée (test de Student ou de Kruskall-

Wallis selon les caractéristiques des distributions correspondantes.

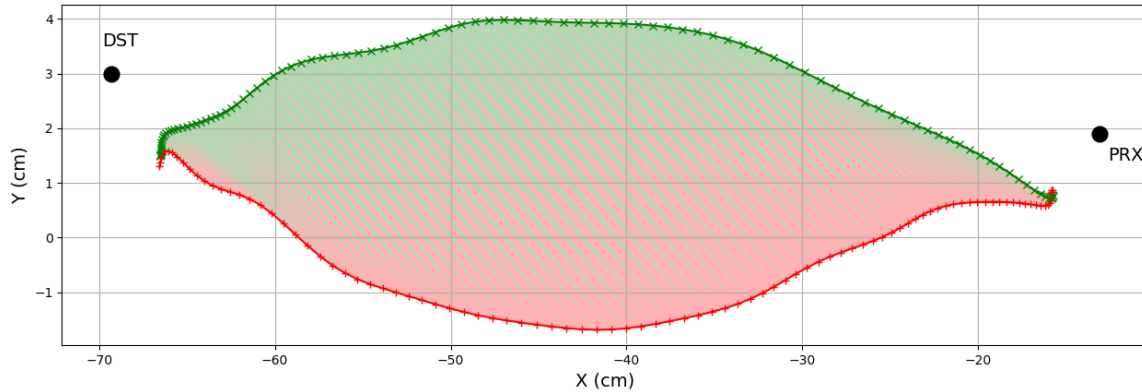


Fig. 5.20 Projection 2D de la trajectoire  $\mathcal{C}_k$  de l'effecteur terminal sur un cycle de pointage pour un sujet. Les triangles de maillage permettent de calculer l'approximation  $\tilde{\mathcal{A}}_k$  de la surface 3D délimitée par l'effecteur terminal sur ce cycle.

Sujet	Aire balayée (cm <sup>2</sup> )	Corrélation avec le n° de cycle	Différence significative entre début et fin
1	139,5 ± 40,9	$\rho = 0,26$ (Pearson, $p = 0,0117$ )	Non
2	47,5 ± 17,1	Non	Non
3	72,1 ± 28,8	Non	Non
4	125,3 ± 51,8	Non	Non
6	150,2 ± 40,0	$\rho = 0,19$ (Spearman, $p = 0,0041$ )	Non signif. à 95% ( $p = 0,0525$ )
7	206,5 ± 63,0	$\rho = 0,22$ (Spearman, $p = 0,0009$ )	Non
8	79,0 ± 24,7	Non	Non
9	141,5 ± 48,9	Non	Non
10	134,5 ± 49,9	$\rho = -0,57$ (Spearman, $p = 0,0000$ )	Oui ( $p = 0,0000$ )

Table 5.13 Évolution de la surface balayée par l'effecteur terminal avec le numéro de cycle.

La valeur moyenne de l'aire balayée donne une information sur la trajectoire suivie par l'effecteur terminal de chaque sujet : une valeur faible indique une trajectoire proche de la trajectoire rectiligne, tandis qu'une valeur élevée indique un mouvement plus ample, pouvant témoigner d'un contrôle moins précis. Ce descripteur met en évidence des différences inter-sujets importantes en termes de comportement : par exemple, le sujet 2 adopte globalement une trajectoire nettement plus « canalisée » que le sujet S7. Une classification *k-means* en 3 groupes est établie<sup>29</sup> : les sujets S1, S4, S6, S9 et S10 forment un premier cluster, les sujets S2, S3 et S8 forment un deuxième, le sujet S7 formant un singleton.

Le coefficient de variation  $CV_j$ , défini comme le rapport entre la moyenne et l'écart-type de l'aire balayée, donne une information sur la régularité des trajectoires suivies par le sujet  $j$ . Pour les 9 sujets considérés, la distribution de ce descripteur témoigne d'une

29. commande `cluster kmeans` du logiciel Stata version MP 15.1.

dispersion importante des trajectoires ( $\mu_{CV} = 0,34$ ), mais plutôt homogène entre les sujets ( $\sigma_{CV} = 0,05$ ).

Pour ce qui concerne la surface balayée, seul le sujet 10 présente un comportement statistiquement significatif entre le début et la fin de l'expérimentation (pour le sujet 6, on identifie une tendance, mais en limite de l'intervalle de confiance). Pour la corrélation entre la surface balayée et le temps d'expérimentation, on n'observe pas d'effet significatif : les coefficients de corrélations sont généralement faibles en valeur absolue, et de moyenne proche de 0.

### 5.1.6 Synthèse de l'exploitation des données expérimentales

Les observations expérimentales peuvent être résumées comme suit :

- les modalités expérimentales *NOM* et *CAL* ne sont pas significativement différentes en termes de temps d'achèvement ni d'efforts perçus (cf. paragraphe 5.1.3.1 et 5.1.3.2). Les efforts volontaires maximaux intermittents spécifiques à la modalité *CAL* n'induisent pas une fatigue significative (cf. paragraphe 5.1.3.3). L'analyse de l'activité électrique des muscles et de la cinématique du mouvement porte donc uniquement sur les données de la modalité *NOM* ;
- l'évolution expérimentale de l'effort perçu et de la perte de capacité de production de force suivent une loi non linéaire, en correspondance avec le modèle de fatigue XFL (cf. paragraphe 5.1.3.2 et 5.1.3.3) ;
- la survenue de la fatigue est mise en évidence par l'évaluation subjective des efforts comme par l'activité électrique des muscles (cf. paragraphe 5.1.3.2 et 5.1.3.5) ;
- l'analyse des descripteurs EMG à l'aide de la méthode *PIP-LP* semble indiquer une période de transition de l'activité musculaire entre 50 et 65% du temps d'achèvement, pour tous les sujets. L'activité musculaire semble peu évoluer peu avant 45 % du temps d'achèvement (cf. paragraphe 5.1.3.5) ;
- la fatigue musculaire induit une modification des postures en cohérence avec les observations de la bibliographie (cf. paragraphe 5.1.4.1). L'analyse du premier mode de l'analyse en composante principale (ACP) de la cinématique articulaire du tronc et du membre supérieur droit permet de mettre en évidence l'évolution des coordinations inter-articulaires. Une classification hiérarchique ascendante permet d'établir la présence de 4 à 6 stratégies de coordinations selon les sujets ;
- la variabilité inter-sujets semble importante, tant en termes d'adaptation des coordinations à la fatigue (cf. paragraphe 5.1.4.2) que de contrôle de la trajectoire de pointage (cf. paragraphe 5.1.5.2) ou de transfert des sollicitations du membre supérieur. L'analyse des scores RULA fournit des informations complémentaires à celle de l'ACP pour identifier le mode de transfert des sollicitations entre le tronc et le membre supérieur (cf. paragraphe 5.1.4.2) ;
- la fatigue ne modifie pas significativement la précision de pointage ni la régularité de la trajectoire de l'effecteur terminal (cf. paragraphe 5.1.5) ;
- des paramètres personnalisés du modèle de fatigue XFL peuvent être calculés à partir du temps d'achèvement (cf. paragraphe 5.1.3.4).

Certaines de ces observations sont transposables comme paramètres de la commande de l'humain virtuel, d'autres sont utilisables pour évaluer la cohérence des simulations avec un



comportement humain.

## 5.2 Activité répétitive de pointage simulée

Le contrôleur d'HV développé pour simuler la VM induite par la fatigue a été présenté à la section 4.4.2. La commande de l'HV est modulée par des contraintes  $\mathcal{C}_i$  (cf. équation (4.5)) et des *Tasks*  $\mathcal{T}_j$  qui dépendent de l'état de fatigue modélisé au travers de leurs poids  $\omega_j$  (cf. équation (4.6)) et raideurs  $\mathbf{K}_P$  (cf. équation (4.7)) respectifs. Ces modulations sont inspirées des comportements observés expérimentalement lors de la survenue de la fatigue : limitation de la capacité de production de force, transfert des efforts vers des articulations moins fatiguées, perte éventuelle de précision de la posture et du mouvement.

La première partie de cette section décrit les contributions de chacune de ces composantes à la VM simulée pour un sujet fictif, et les compare aux comportements observés expérimentalement. La deuxième partie de cette section porte sur les simulations de l'activité de trois sujets, en utilisant un paramétrage personnalisé de l'HV et de son contrôleur. La troisième partie présente une brève synthèse des simulations réalisées.

### 5.2.1 Simulation d'un sujet fictif générique : modulation du contrôle de l'humain virtuel par la fatigue

Dans cette partie, on considère un sujet fictif. Son anthropométrie (taille 1,81 m, masse 78,4 kg) est représentative de celle des sujets S1, S4, S6, S9 et S10 qui constituent un groupe homogène en termes de trajectoire de pointage (cf. section 5.1.5.2). Les longueurs des segments sont calculées à l'aide des tables de Drillis et Contini, et la distribution des masses à partir des travaux de Zatsiorsky (cf. annexe C). Cinq DDL sont considérés comme fatigables : les trois DDL de l'épaule droite et les deux DDL du coude droit. Leurs caractéristiques en fatigue sont celles par défaut du modèle XFL (cf. tableau 3.2).

#### 5.2.1.1 Paramétrage du contrôle

Le tableau 5.14 présente les *Tasks* décrivant l'activité de l'HV<sup>30</sup>. La détermination de ces poids et raideurs est empirique, des compromis devant être trouvés notamment entre la stabilité de l'HV (équilibre), les postures peu plausibles (inclinaison et rotation insuffisantes ou excessives du bassin ou du tronc) et l'exécution du pointage.

L'activité de l'HV peut-être modulée de trois manières différentes, activables isolément ou simultanément :

1. Réduction de la capacité de production de force. Dans la suite de cette section, cette modulation est notée *TrqCstr* puisqu'elle repose sur la contrainte appliquée aux couples d'actionnement des articulations fatigables (cf. section 4.4.2.1) ;

---

<sup>30</sup>. pour mémoire, la section 4.3.3.3 décrit les différents types de *Tasks* et la section 4.4.2 présente l'implémentation de la prise en compte de la fatigue dans le contrôleur d'HV.

Num.	Tasks	Appliquée à	Observation	Poids	Raideur
1	CoMTask	CoM	Position	0,5	25
2	FullTask	Corps entier	Posture globale	$1e^{-3}$	15
3	PartialTask	Tronc et tête	Posture locale	$5e^{-3}$	15
4	FrameTask	Segment racine	Orientation	$1e^{-2}$	25
5	ContactTask	4 points par pied	Maintien des contacts au sol	5	0
6	FrameTask	Coude	Altitude	0,1	20
7	FrameTask	Main (index)	Trajectoire de pointage	5	Modulable
8-17	TorqueTask	1 par demi-articulation fatigable	Minimisation de l'actionnement	Modulable	50

Table 5.14 *Tasks modélisant l'activité de l'humain virtuel. La Task 1 correspond à l'équilibre, les 4 suivantes au maintien de la posture globale. Les Tasks 6 et 7 sont opérationnelles (pointage et altitude du coude). Les 5 dernières sont liées à la modulation du contrôle par la fatigue (transfert des sollicitations).*

2. Transfert des sollicitations. Cette modulation est notée  $TrqMin$  puisqu'elle repose sur les *Tasks* de minimisation de l'actionnement des articulations fatigables (cf. section 4.4.2.2) ;
3. Précision de pointage. Cette modulation est notée  $K_p$  puisqu'elle repose sur la raideur de la *Task* de suivi de trajectoire. Cette raideur est choisie élevée dans la direction longitudinale ( $K_{pY} = 100$ ) et n'est pas modifiée afin de respecter le temps de cycle de pointage. Dans les directions verticale et transversale, elle est modulée linéairement entre 50 et 20 selon la l'état de fatigue ( $BE$ ) de l'articulation la plus sollicitée du membre supérieur droit (cf. section 4.4.2.3).

### 5.2.1.2 Résultats de simulation

Trois simulations ont été réalisées pour caractériser l'effet isolé ou combiné de chacune de ces trois modulations :

1. Modulation  $TrqCstr$  seule. Le temps d'achèvement simulé est de 355 s. L'adaptation du mouvement de pointage à la fatigue n'apparaît que dans les 3 derniers cycles, quand les capacités musculaires résiduelles deviennent inférieures à l'effort nécessaire pour le mouvement nominal. La surface balayée par l'effecteur terminal est de l'ordre de  $23 \text{ cm}^2$ . Le premier mode de l'ACP explique 90 % de la variance. Le descripteur de fatigue  $BE$  suit une évolution exponentielle (cf. figure 5.21) ;
2. Modulation  $TrqMinim$  seule. La décroissance de la capacité de production de force étant ignorée dans cette modulation, il n'y a plus d'échec de l'activité. Cependant, au bout de 509 s, la posture de l'HV est tellement modifiée que l'équilibre n'est plus maintenu. L'application de la modulation  $TrqMinim$  au contrôle de l'HV permet d'infléchir l'évolution de la fatigue musculaire, initialement exponentielle (cf. figure 5.21).

Toutefois, cette inflexion apparaît tardivement, au delà du seuil d'effort perçu. Des stratégies d'adaptation du mouvement apparaissent, avec des transitions autour des 125<sup>ème</sup>, 190<sup>ème</sup> et 240<sup>ème</sup> cycles (cf. figure 5.23). Ce résultat est comparable, en termes de nombre de classes, à l'analyse CHA sur les données expérimentales. La posture finale est notablement modifiée, avec une inclinaison du tronc vers l'avant et une inclinaison vers le côté non dominant, permettant d'élever l'épaule (cf. tableau 5.15). Les modifications simulées de position et de postures sont comparables à celles observées expérimentalement (cf. tableau 5.8 et 5.9). La survenue de la fatigue désorganise le mouvement : la variance expliquée par le premier mode de l'ACP, stable autour de 85% jusqu'au 200<sup>ème</sup> cycle, chute significativement (cf. figure 5.24). La surface balayée par l'effecteur terminal passe de 23 à 36  $cm^2$  (cf. figure 5.22) ;

3. Modulation  $Kp$  seule. La décroissance de la capacité de production de force étant ignorée dans cette modulation, il n'y a plus d'échec de l'activité. La VM simulée se traduit essentiellement par l'évolution de la surface balayée par l'effecteur terminal, qui passe progressivement de 36 à 57,5  $cm^2$  (cf. figure 5.25) entre le 50<sup>ème</sup> et le 180<sup>ème</sup> cycle, ainsi que par le temps de cycle, qui passe de 2 à 2,12  $s$  entre le 150<sup>ème</sup> et le 180<sup>ème</sup> cycle approximativement. La variance expliquée par le premier mode de l'ACP évolue très légèrement aux mêmes instants, passant de 86,5 à 85% sur la même période. La modulation  $Kp$  entraîne une inflexion de l'évolution de la fatigue musculaire similaire à celle de la modulation  $TrqMinim$  (cf. figure 5.21).

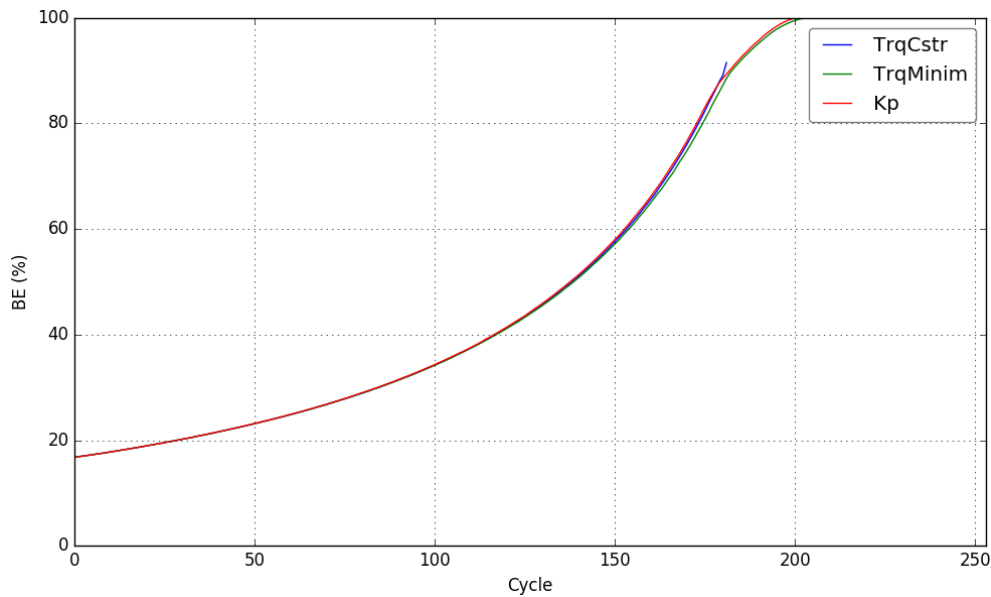


Fig. 5.21 Comparaison de l'évolution du descripteur de la fatigue musculaire  $BE$  de l'épaule en modulations  $TrqCstr$ ,  $TrqMinim$  et  $Kp$ .

Les figures 5.26 et 5.27 représentent les différences de posture *avec* et *sans* fatigue (temps d'achèvement) pour le pointage des cibles PRX et DST respectivement.

Les simulations sont calculées par un PC équipé d'un processeur quadricoeur Intel Xeon E3-1245 (3,5 GHz) et de 32 Go de RAM sous Ubuntu 12.04. Le temps de calcul observé est de l'ordre de 1,5 fois le temps de l'activité simulé, donc conforme aux attentes identifiées

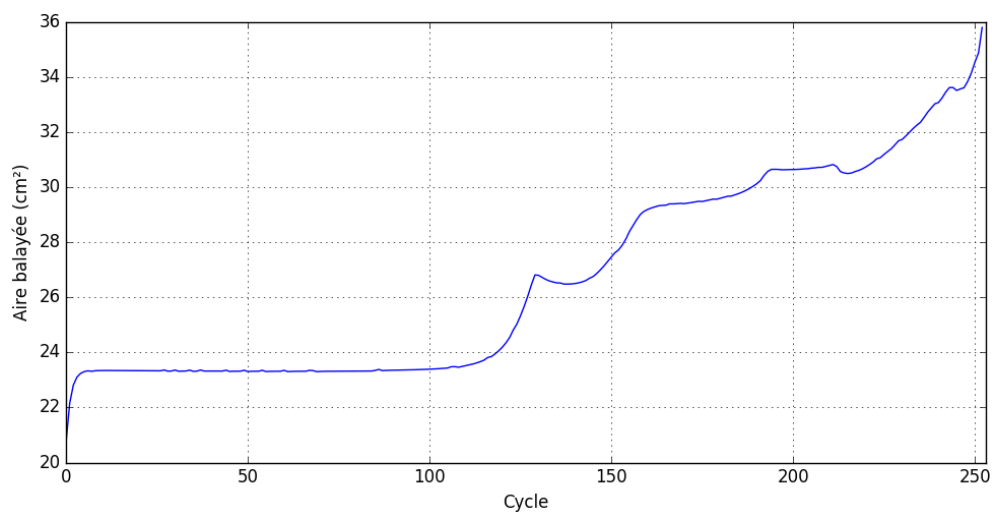


Fig. 5.22 Aire balayée par l'effecteur terminal en modulation TrqMinim

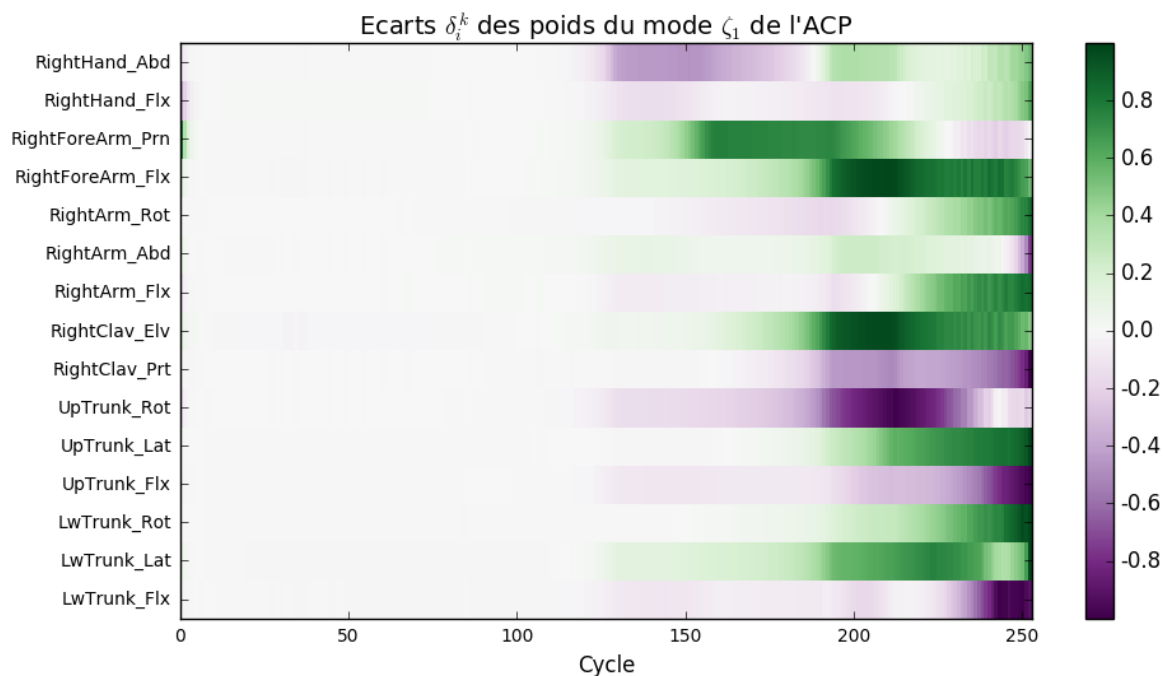


Fig. 5.23 Carte de coordination en modulation TrqMinim

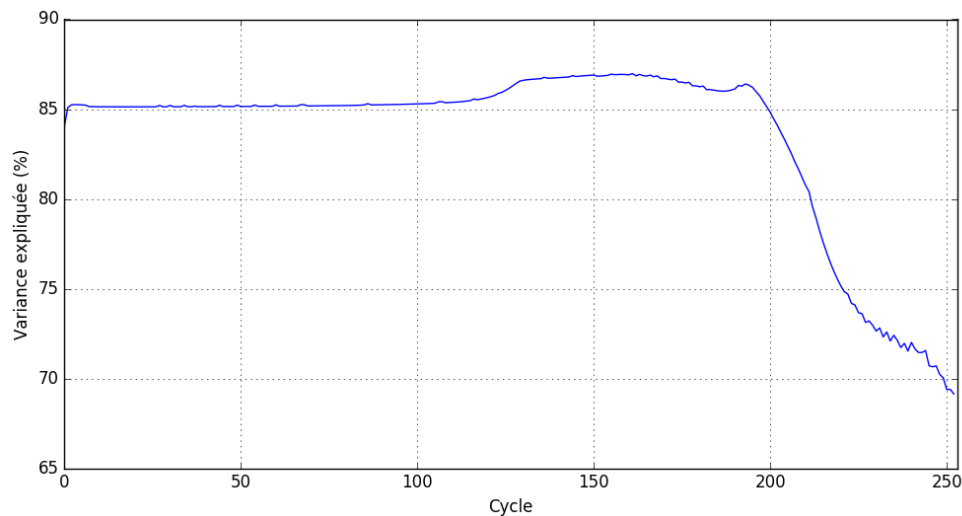
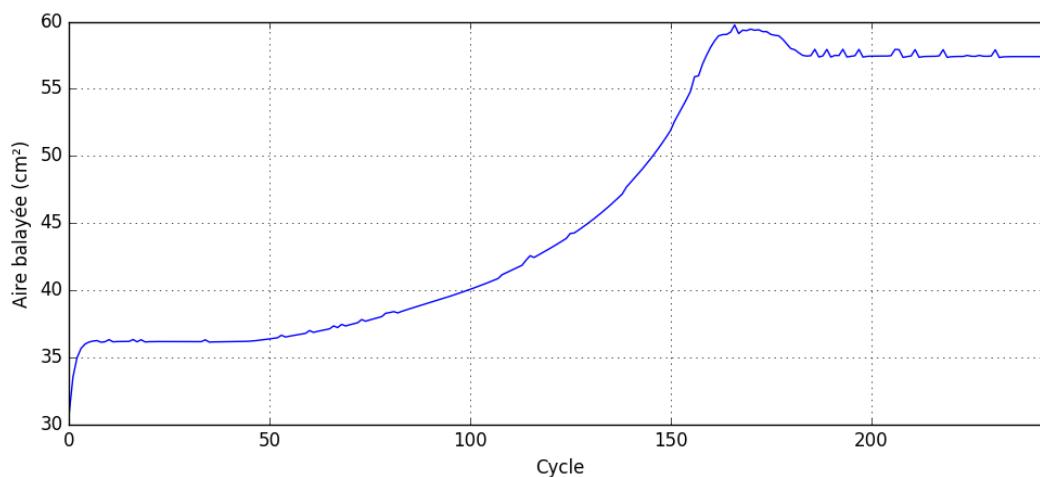
Fig. 5.24 Variance expliquée par le 1<sup>er</sup> mode de l'ACP en modulation TrqMinim

Fig. 5.25 Aire balayée par l'effecteur terminal en modulation Kp

Grandeur	Écart simulé
$RSHO_x$	-1,7 cm
$RSHO_z$	0,5 cm
$VROOT_x$	4,0 cm
Flexion du bassin	11°
Flexion du buste	20°
Inclinaison latérale du bassin	3,5°
Rotation du tronc	20°
Flexion de l'épaule	10°

Table 5.15 Positions et postures initiales et finales - modulation TrqMinim

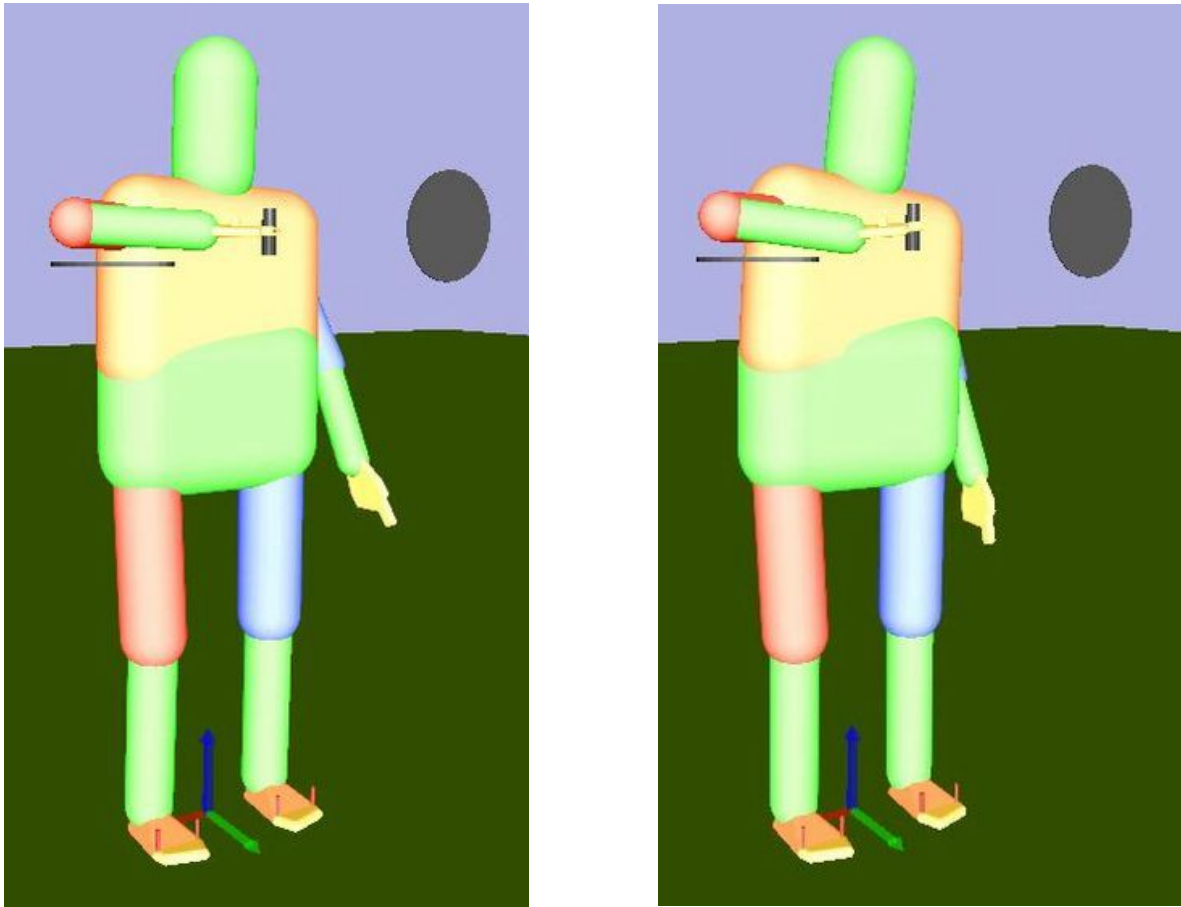


Fig. 5.26 Posture en pointage PRX, sans et avec fatigue.

pour ce démonstrateur (cf. section 4.1).

### 5.2.2 Simulation de l'activité de trois sujets expérimentaux

Puisque l'expérimentation n'a pas mis en évidence une corrélation entre la survenue fatigue et la surface balayée par l'effecteur terminal, seules les modulations  $TrqCstr$  et  $TrqMinim$  sont appliquées aux simulations suivantes.

Dans cette partie, on simule l'activité de pointage répétitif avec fatigue en paramétrant l'HV selon les caractéristiques de trois sujets parmi les cinq considérés comme homogènes en termes de trajectoire de pointage (cf section 5.1.5.2). On définit ainsi 3 humains virtuels V1, V6 et V10, selon l'anthropométrie (taille, masse) et les performances (niveau d'effort  $TL^{exp}$ , paramètres  $F$  et  $R$  du modèle de fatigue XFL, cf. tableau 5.5) des sujets S1, S6 et S10 correspondants. Ces sujets ont été choisis d'après le niveau d'effort observé  $TL^{exp}$  : S10 produit un effort proche de l'effort attendu pour une population standard, S1 un effort plus élevé et S6 un effort plus faible (cf. tableau section 5.16). Ce niveau d'effort de chaque sujet est pris en compte en personnalisant l'effort maximal sans fatigue  $\Gamma_{max}^{exp}$  appliqué au modèle

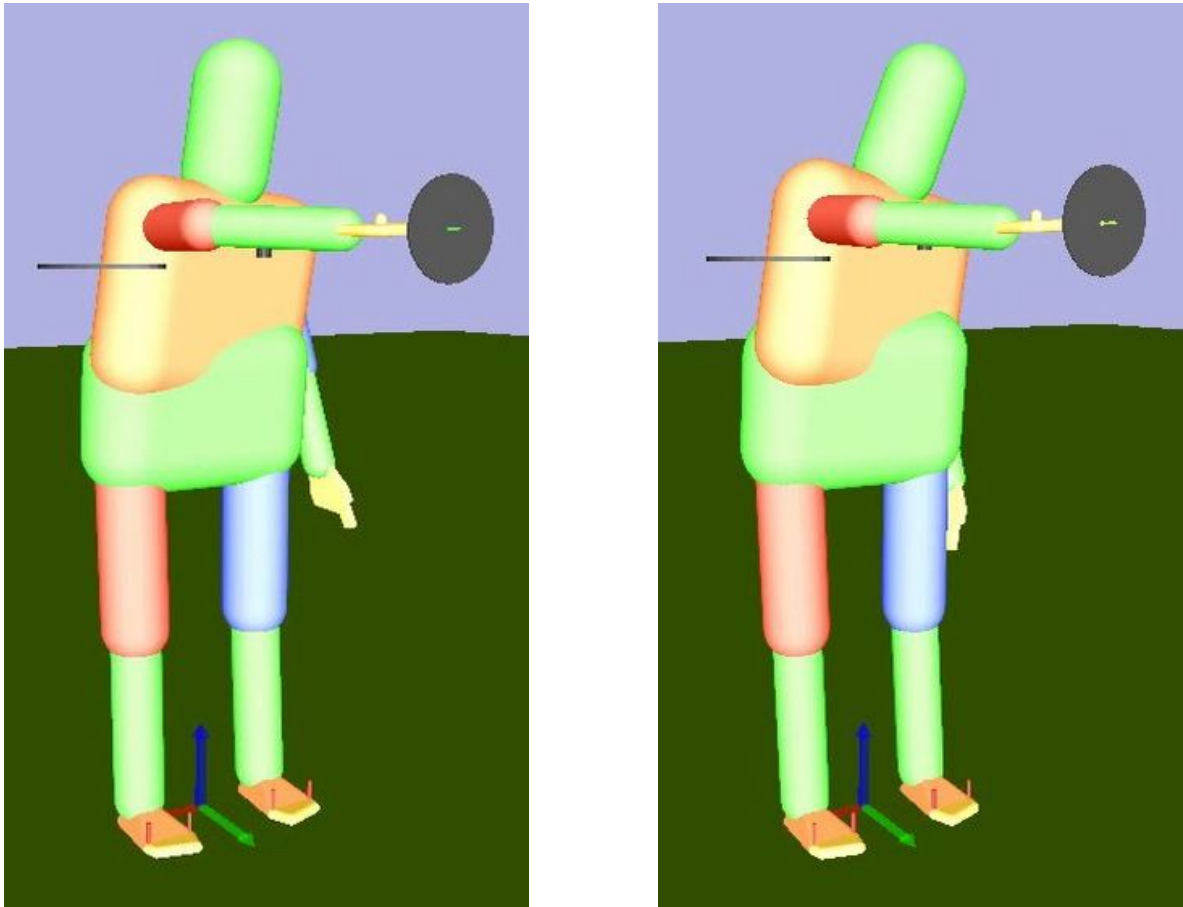


Fig. 5.27 Posture en pointage DST, sans et avec fatigue.

XFL (cf. équations 3.30 et 5.14) :

$$\Gamma_{max}^{exp} = \frac{\hat{\tau}}{TL^{exp}} \quad (5.14)$$

où  $\hat{\tau}$  est la valeur moyenne de l'effort de flexion du bras, calculée à partir de l'actionnement simulé pour un cycle sans fatigue.

Sujet	Taille (m)	Masse (kg)	$F^{exp}$	$R^{exp}$	$\Gamma_{max}^{exp}$ (N.m)
1	1,85	83	0,02329	0,00165	36,5
6	1,73	70	0,01275	0,00190	50,7
10	1,80	70	0,01126	0,00177	37,8

Table 5.16 Paramètres de simulation pour 3 sujets (pour les paramètres du modèle XFL, cf. section 5.1.3.4).

### 5.2.2.1 Temps d'achèvement

Le tableau 5.17 présente le temps d'achèvement observé pour les simulations  $V1$ ,  $V6$  et  $V10$ . Pour la simulation  $V1$ , pour laquelle la consigne d'effort  $TL$  est plus élevée que pour le sujet moyen, le temps d'achèvement est de 30 % inférieur à celui du sujet  $S1$ ; pour la simulation  $V6$ , où la consigne d'effort est plus faible que celle du sujet moyen, le temps d'achèvement est très significativement supérieur à celui du sujet  $S6$  (cf. tableau 5.17). La simulation  $V10$ , dont la consigne d'effort est proche de celle du sujet moyen, présente un temps d'achèvement en cohérence avec celui du sujet  $S10$ . Ces résultats semblent indiquer que l'approximation d'un effort constant n'est pas satisfaisante pour l'estimation des paramètres de fatigue  $F$  et de récupération  $R$  du modèle XFL (cf. section 5.1.3.4).

De nouveaux paramètres  $F_{sin}^{opt}$  et  $Ropt_{sin}$  ont été calculés en considérant un effort sinusoidal, et non plus constant. De nouvelles valeurs de temps d'achèvement (pour lequel l'indicateur de fatigue  $BE$  est égal à 80%) ont été calculées (cf. tableau 5.17). Le temps d'achèvement simulé est alors supérieur d'environ 12 % au temps d'achèvement observé expérimentalement. Cet écart pourrait s'expliquer par la récupération de la fatigue en posture de pointage proximal (épaule moins sollicitée) et, dans une moindre mesure, par l'adaptation du mouvement induite par la *Task* de minimisation de l'actionnement, qui retarde également la survenue de la fatigue.

Sujet	$t_{ach}^{exp}$ (s)	$t_{ach}^{sim,cst}$ (s)	$F_{sin}^{opt}$	$Ropt_{sin}$	$t_{ach}^{sim,sin}$ (s)
1	180	129	0,01381	0,00093	202
6	420	> 720	0,01574	0,00140	471
10	495	474	0,00826	0,00103	564

Table 5.17 Temps d'achèvement simulés.

### 5.2.2.2 Évaluation ergonomique

On rappelle que l'interprétation des scores RULA pour l'activité considérée est délicate (cf. paragraphe 5.1.4.2). La figure 5.28 illustre l'évolution des scores RULA  $A8$  et  $B7$  pour la simulation  $V1$ . On observe un transfert progressif des sollicitations du membre supérieur vers le tronc, confirmé statistiquement ( $p = 0,0000$ ). Les simulations  $V6$  et  $V10$ , par contre, ne présentent pas d'évolution statistiquement significatives entre l'état initial et l'état fatigué.

Le tableau 5.18 présente les moyennes des scores RULA  $A8$  et  $B7$  calculées sur l'ensemble de l'expérimentation pour chacun des trois sujets. Les scores partiels  $A8$  simulés apparaissent sur-évalués d'une classe, tandis que les scores  $B7$  apparaissent sous-évalués d'une classe au moins. Ces écarts peuvent être liés à des effets de seuils sur l'un ou l'autre des critères de notation contribuant aux scores  $A8$  et  $B7$ .



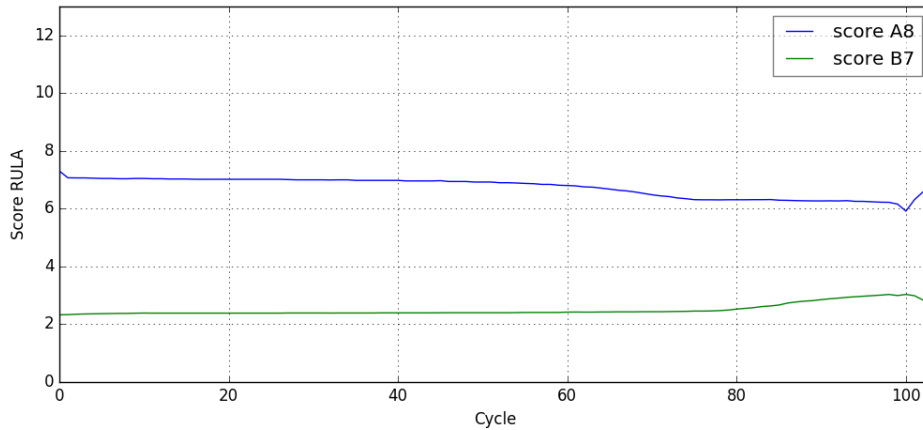


Fig. 5.28 Évolution des scores RULA simulés pour l'HV paramétré d'après le sujet S1.

Sujet	Score	Expérimentation	Simulation
S1	A8	$5,71 \pm 0,56$	$6,74 \pm 0,33$
	B7	$4,15 \pm 0,30$	$2,50 \pm 0,20$
	Global	5	4
S6	A8	$6,32 \pm 0,30$	$7,03 \pm 0,05$
	B7	$3,36 \pm 0,41$	$2,27 \pm 0,07$
	Global	5	5
S10	A8	$5,98 \pm 0,21$	$6,94 \pm 0,07$
	B7	$3,69 \pm 0,29$	$2,30 \pm 0,005$
	Global	4	4

Table 5.18 Comparaison des évaluations RULA à partir des données expérimentales ou simulées.

### 5.2.3 Synthèse de l'exploitation des simulations

La modulation  $TrqCstr$  induit un temps d'achèvement simulé de 355 s avec les paramètres par défaut du modèle XFL et des performances physiques. Si l'on combine les trois modulations, le temps d'achèvement simulé est de 370 s, très proche de celui observé expérimentalement (369 s, cf. section 5.1.3.1).

La modulation  $TrqMinim$ , appliquée aux actionnements de l'épaule et du coude, induit une évolution des positions et postures comparable au comportement observé expérimentalement (essentiellement décalage du bassin, flexion et inclinaison latérale du buste). Les coordinations simulées présentent des transitions de « stratégies ». Toutefois, la modulation du poids de la *Task* de minimisation de l'effort selon la fatigue, déterminée par la fonction  $\omega = h(BE)$  (cf. section 4.4.2.2), paraît mal adaptée : l'influence de cette modulation n'infléchit la survenue de la fatigue que lorsque le descripteur  $BE$  est proche du critère d'arrêt de l'activité ( $BE = 80\%$ ). L'adaptation des coordinations apparaît donc très tardivement, par rapport aux observations expérimentales.

La modulation  $Kp$  permet d'induire une variabilité de la surface balayée par l'effecteur

terminal. La valeur moyenne de cette surface et l'étendue de ses variations restent cependant inférieures d'un ordre de grandeur à celles observée expérimentalement pour les 5 sujets considérés.

Le paramétrage par défaut d'un opérateur fictif conduit à des adaptations de posture qualitativement cohérentes avec les données de la littérature et l'expérimentation menée ; cependant, le paramétrage de la *Task* d'équilibre de l'HV induit un comportement conservatif de la position et de l'orientation du bassin, qui induit des postures du tronc visuellement moins réalistes.

Le paramétrage de l'HV pour rendre compte des caractéristiques des sujets réels apparaît délicat : le calcul des coefficients personnalisés  $F$  et  $R$  du modèle XFL nécessite une connaissance *a priori* des performances physiques des sujets (couples d'actionnement maximaux  $\Gamma_{max}^{exp}$ ) ainsi que du profil des efforts induits par l'activité considérée (consigne d'effort  $TL$ ). Toutefois, pour les trois sujets réels considérés, l'évaluation ergonomique des mouvements simulés est en cohérence avec celle des mouvements réels.

## 5.3 Discussion

Une contribution majeure de ces travaux de thèse concerne l'analyse et la simulation de l'activité répétitive de pointage avec fatigue décrite précédemment. Cette section fait une synthèse de l'analyse de ces données : elle met en rapport les attendus et les résultats obtenus concernant, d'une part l'activité de pointage elle-même, et d'autre part la mise en œuvre des modèles et lois de commandes développés pour l'aide à la conception de postes de travail.

### 5.3.1 Choix et déroulement de l'activité expérimentale

Les objectifs de la campagne expérimentale concernent la mise en évidence et la caractérisation d'une VM induite par la fatigue musculaire (cf. section 5.1). La survenue de la fatigue musculaire et la VM induite sont bien confirmées par l'analyse des données expérimentales, tant pour ce qui concerne l'activité électrique des muscles que la cinématique du mouvement (cf. sections 5.1.4 et 5.1.3). L'analyse et la classification automatique des données issues de l'ACP révèlent que les sujets adoptent couramment 4 stratégies de coordinations différentes, ou plus.

Divers aléas techniques ont été rencontrés pendant l'acquisition des mesures, de sorte que toutes les données prévues n'ont pas été disponibles pour l'ensemble des sujets. Néanmoins, les données exploitées (temps d'achèvement, stratégies d'adaptation des positions et postures sans ou avec fatigue, évolution de l'effort maximal, effort perçu, etc.) sont pleinement cohérentes avec celles issues d'expérimentations similaires et peuvent donc être considérées comme représentatives d'une population plus large que l'échantillon des sujets exploités.

L'activité répétitive de pointage considérée paraît simple en termes d'exécution, avec un apprentissage rapide. *A priori* très contrainte, elle révèle cependant une diversité importante des comportements observés, notamment concernant la structure et la chronologie des straté-

gies d'adaptation du mouvement (cf. section 5.1.4.2), ainsi que pour les trajectoires du doigt pointeur (cf. section 5.1.5.2). Cette observation est en cohérence avec la littérature indiquant que variabilité inter-sujets et supérieure à la variabilité intra-sujet (par exemple, [80]).

### 5.3.2 Exploitation en continu des données de mouvement

Les données exploitées concernent l'activité électrique des muscles ainsi que la cinématique du mouvement et les coordinations articulaires. Ces grandeurs sont agrégées cycle par cycle, en vue d'une analyse de la VM de l'ensemble de l'exécution de l'activité de chaque sujet, plutôt que l'analyse comparative des seuls états initial et final, habituellement rencontrée dans la littérature sur la VM et la fatigue. Les données EMG et cinématiques sont exploitées indépendamment les unes des autres.

Concernant les descripteurs EMG, l'analyse des points de ruptures à l'aide de l'algorithme PIP-PL indique une transition de l'activité musculaire autour de 50 à 60% du temps d'achèvement, pouvant correspondre à une période « critique » dans l'organisation de la VM musculaire. L'analyse du premier mode de l'ACP des angles articulaires du membre supérieur identifie une période « critique » équivalente, légèrement plus précoce (45 à 50% du temps d'achèvement, cf. figures 5.9 et 5.15). Cette observation est potentiellement utile pour paramétrer la modulation de la commande de l'HV par la fatigue. Pour autant, les observations expérimentales indiquent que différentes stratégies d'adaptation à la fatigue sont mises en œuvre, avec des transferts d'efforts progressifs ou marqués, uniques ou multiples, et des postures finales potentiellement plus sollicitantes que les postures initiales.

### 5.3.3 Modulation par la fatigue du contrôle de l'HV

La modulation du contrôle de l'HV par les descripteurs *BE* et *RC* déduits du modèle de fatigue musculaire XFL permet d'induire une VM à partir de modèles de comportement génériques (limitation des couples d'actionnement, transfert des efforts par minimisation des actionnements). Pour un HV fictif et un paramétrage par défaut du modèle de fatigue, la comparaison des postures simulées initiale et finale rend compte de certaines observations expérimentales (notamment décalage du bassin et élévation de l'épaule par modification des postures de flexion, inclinaison latérale et rotation du tronc).

Toutefois, le paramétrage de la modulation du contrôle de l'HV, notamment la loi donnant le poids des *Tasks* de minimisation des actionnements, doit être revu pour mieux suivre la chronologie de survenue de la VM, qui apparaît tardivement en simulation par rapport à l'expérimentation. De fait, le paramétrage du modèle (performances physiques, modèle de fatigue) et du contrôle (poids et raideurs des *Tasks* et contraintes) de l'HV apparaît délicat à déterminer pour rendre compte des caractéristiques d'un sujet particulier.

Quelques pistes d'amélioration et des perspectives de développement du contrôle de l'HV sont présentées dans le chapitre suivant.

## 6 – Conclusion et perspectives

Les précédents chapitres ont établi en quoi consiste la variabilité du mouvement, et le défi qu'elle constitue pour la conception ergonomique de postes de travail : à ce jour quasiment ignorée par les concepteurs, cette variabilité peut cependant modifier l'activité des opérateurs et influencer sur les facteurs de risques biomécaniques au poste de travail. Les présents travaux ont donc porté sur le développement d'un démonstrateur d'humain virtuel simulant les effets d'une source de variabilité motrice, la fatigue musculaire, lors d'une activité répétitive de pointage.

La première section de ce chapitre rappelle les points clés des travaux de cette thèse. La deuxième section identifie certaines limites du démonstrateur réalisé et propose des pistes d'amélioration en vue d'une meilleure simulation par humain virtuel des effets de la fatigue musculaire. La dernière section introduit des perspectives scientifiques et techniques afin de mettre en œuvre ou d'approfondir les connaissances acquises lors de ces travaux.

### 6.1 Points clés de la thèse

L'objectif opérationnel des travaux de thèse était de proposer, à titre de démonstration de faisabilité, un outil permettant de simuler les effets de la survenue de la fatigue musculaire lors d'une activité répétitive de pointage. Ce démonstrateur a été développé :

- en intégrant à un modèle d'humain virtuel l'implémentation du modèle de fatigue musculaire de Frey-Law et al. ;
- en ajoutant au contrôleur de cet humain virtuel une modulation pilotée par l'état de fatigue calculé par le modèle XFL.

En complément des données de la littérature, une campagne expérimentale a été conduite : celle-ci a fourni, d'une part, des données destinées au paramétrage du modèle d'humain et de son contrôleur et, d'autre part, de données de référence pour tester le niveau de confiance du démonstrateur.

Une première simulation a été réalisée à l'aide de ce démonstrateur, basée sur un paramétrage générique de l'humain virtuel et de son contrôleur. Les résultats de cette simulation qui concernent le temps d'achèvement et l'évolution des postures et des positions, sans et avec fatigue, sont conformes à la littérature et aux observations expérimentales. Ce constat semble valider, sur le principe, la faisabilité d'un outil de simulation de la VM utilisable dès la conception de poste de travail.

Les observations expérimentales ont montré que, même pour une activité aussi contrainte *a priori* que l'activité répétitive de pointage considérée, il existe une variabilité intra- et inter-sujet, cette dernière étant très supérieure à la première. Trois simulations ont donc été réalisées, paramétrées d'après les caractéristiques de trois sujets expérimentaux. De fait, le paramétrage de la simulation apparaît délicat, tant du point de vue du modèle de l'HV lui-même (paramètres du modèle de fatigue, paramètres des performances physiques) que du point de vue de son contrôle (poids des tâches opérationnelles elles-mêmes, poids des tâches de modulation du contrôle par rapport aux tâches opérationnelles). Un paramétrage générique de l'HV et de son contrôleur ne permettra donc pas de rendre compte du comportement d'un opérateur donné, et l'estimation fiable de la VM pour une population d'opérateurs nécessiterait de multiplier les simulations.

## 6.2 Pistes d'amélioration du démonstrateur d'HV développé

À ce jour, le démonstrateur d'HV simulant les effets de la fatigue musculaire sur la réalisation d'une tâche répétitive n'a été mis en œuvre que pour une tâche de laboratoire. Il sera nécessaire de l'appliquer également à des activités représentatives d'un contexte professionnel. En effet, celles-ci mettent en jeu des interactions avec l'environnement qui n'interviennent pas lors d'une activité de pointage (application de forces, charge mentale, etc.).

Indépendamment du type d'activité considéré, quelques pistes de réflexion ou d'amélioration concernant la mise en œuvre de ce démonstrateur sont présentées ci-après.

### 6.2.1 Mise en œuvre du modèle de fatigue XFL

Le paramétrage par défaut du modèle de fatigue XFL permet de simuler un temps d'achèvement en cohérence avec les observations expérimentales : cela confirme l'intérêt potentiel de ce type de modèle pour l'aide à la conception de poste de travail. Pour autant, la personnalisation des paramètres de ce modèle semble délicate si l'on veut rendre compte des caractéristiques d'un sujet particulier. Cela pourrait être lié à l'expression de la consigne d'effort  $TL$  dans le modèle XFL (cf. section 5.2.2.1), et donc à la valeur d'effort maximal  $\Gamma^{max}$  pouvant être produite.

Dans ces travaux, comme dans l'usage courant de certains mannequins numériques de CAO, nous avons considéré que le couple d'actionnement maximal de chaque degré de liberté est constant. Cette hypothèse est très simplificatrice : la littérature a établi, d'une part, que le couple d'actionnement maximal d'une articulation, même à un seul DDL, dépend de son état courant selon une caractéristique Torque-Velocity-Angle (TVA :  $\Gamma_i^{max} = f(q_i, \dot{q}_i)$  [198]); d'autre part, pour une articulation complexe comme l'épaule, l'effort maximal selon un DDL dépend également des autres DDL ( $\Gamma_i^{max} = f(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$  [254]). Une piste d'amélioration de notre démonstrateur serait donc de pouvoir disposer d'une meilleure estimation dynamique de  $\Gamma_i^{max}$ .

Les données d'effort maximal étant très complexes à mesurer expérimentalement, le recours à un modèle musculo-squelettique pourrait être envisagé. Le logiciel OpenSim pourrait

être une voie pour répondre à ce besoin, par exemple en adaptant l'algorithme « Computed Muscle Control » [255] au problème envisagé. Ce logiciel et cet algorithme pourrait ainsi être interfacé « en ligne » avec notre démonstrateur, ou utilisé « hors-ligne » pour calculer les caractéristiques TVA pour une population d'opérateurs et interpoler ces données pendant la simulation par HV. Le logiciel OpenSim est d'ailleurs lui aussi utilisé pour la simulation de la fatigue en vue d'applications ergonomiques [215].

### 6.2.2 Simulation de la fatigue en continu ou par échantillonnage ?

Les simulations réalisées pour cette thèse ont été calculées en continu : depuis l'instant initial (sans fatigue) jusqu'à l'achèvement (fatigue extrême). Le rapport entre le temps de calcul et la durée de simulation étant de l'ordre de 1,5, ce type de calcul n'est envisageable que pour des activités de courte durée ou très sollicitantes, mais pas pour l'activité d'une journée de travail à niveau d'effort modéré.

Dans le cadre d'une évaluation des facteurs de risques au poste de travail, l'objectif du concepteur n'est pas de calculer un temps d'achèvement, mais plutôt de déterminer l'évolution des postures et des efforts dans le temps. Il serait donc intéressant de valider si  $n$  simulations de l'activité élémentaire pour différentes valeurs de l'état de fatigue (par exemple pour  $BE = 10, 20, 30 \dots 90$  et 100%) peuvent être représentatives de la simulation de l'activité en continu. Cette étude n'a pas été réalisée dans le cadre de ces travaux (la survenue de la fatigue est concentrée sur un seul DDL), mais pourrait être nécessaire dès lors que plusieurs DDL interdépendants se fatiguent. L'analyse d'une telle activité, expérimentale ou simulée, pourrait en outre apporter des connaissances nouvelles en termes de contrôle moteur.

### 6.2.3 Paramétrisation de l'activité et du contrôle de l'HV

Pour ces travaux de thèse, l'activité répétitive de pointage a été effectuée en position debout. Ce choix, basé sur la littérature récente dans le domaine de la VM, a induit la nécessité d'introduire une tâche de maintien de l'équilibre dans le contrôleur de l'humain virtuel. Cette gestion de l'équilibre est un problème complexe. Dans notre contrôleur, elle a été implémentée sous la forme de deux tâches, l'une en position (CoMTask) et l'autre en orientation (FrameTask); celles-ci induisent un comportement de l'HV plus conservatif que celui observé expérimentalement, pouvant potentiellement limiter les adaptations de l'HV à la fatigue. La simulation d'une tâche répétitive du membre supérieur en position assise serait intéressante pour estimer l'effet limitant de la contrainte d'équilibre.

De fait, la détermination des poids et priorités des tâches appliquées à un contrôleur corps-entier de type Quadratic Programming (QP), comme celui de notre démonstrateur, reste un problème complexe. Pour les simulations décrites dans ce document, le paramétrage des tâches de contrôle a été déterminé empiriquement. Des travaux récents cherchent à déterminer ces paramètres de manière *robuste* et *performante* par apprentissage [256]. De telles méthodes pourraient faciliter la paramétrisation de notre simulateur, à la fois pour ajuster une simulation au mouvement d'un sujet, et pour proposer différentes paramétrisations rendant compte de la variabilité inter-sujet.

## 6.3 Perspectives scientifiques ou appliquées

Cette section présente, d'une part, une question scientifique liée à l'analyse du mouvement humain, et ouvre, d'autre part, une perspective d'approfondissement des travaux sur l'intégration de la variabilité du mouvement dans la démarche ergonomique de conception de poste de travail.

### 6.3.1 Analyse et compréhension du mouvement humain

Une contribution des travaux de cette thèse concerne l'exploitation de données expérimentales de mouvements pour la mise en évidence de la VM, notamment la recherche de « points de rupture » dans les séries temporelles de descripteurs du mouvement. Cette analyse pourrait permettre d'identifier des stratégies d'adaptation à la fatigue et, *in fine*, modéliser spécifiquement celles-ci sous forme de fonctions de coût et de lois de commandes d'HV, avec des applications possibles dans les domaines de l'ergonomie ou du contrôle moteur. La méthode *PIP-LP* mise en œuvre pour détecter ces points de rupture est rapide à implémenter, mais elle ne valorise pas les corrélations entre les séries temporelles considérées. Des travaux récents, basé sur le modèle statistique du Bernoulli Detector, pourraient apporter un éclairage utile sur cette question [257]. Les apports d'autres outils issus des techniques du *data-mining* pourraient également être mis à profit, afin de mieux comprendre le mouvement humain et son contrôle. En particulier, il serait intéressant de mettre en œuvre ces méthodes sur chacune des classes de coordinations identifiées, par exemple, par la classification hiérarchique des données issues de l'ACP de la cinématique articulaire.

### 6.3.2 Application à d'autres sources de VM pour l'ergonomie du poste de travail

Le démonstrateur développé introduit une modulation du contrôle de l'HV pilotée par un modèle de fatigue. D'autres sources de VM sont également connues, notamment l'apprentissage et l'expertise, ou le vieillissement de l'opérateur. Dans le domaine de l'activité professionnelle, ces trois phénomènes de fatigue, d'apprentissage et de vieillissement sont d'ailleurs des défis sociaux majeurs : leur prise en compte est essentielle pour prévenir les risques liés aux sollicitations biomécaniques, à l'organisation du travail (turn-over) ou à la démographie (pyramide des âges). Cette question se pose en particulier dans le cadre du développement de l'Industrie 4.0, notamment pour l'interaction homme-robot : si la VM doit être préservée pour protéger l'appareil locomoteur des opérateurs, elle doit aussi être prise en compte et favorisée dans les situations robotique collaborative, donc leur contrôle doit pouvoir s'adapter à la VM de chaque opérateur. Cela constitue un défi scientifique et technique alors que la cobotique se déploie progressivement dans l'industrie manufacturière.

# A – Analyse en Composantes Principales de la cinématique articulaire

## A.1 Principe général de l'ACP

L'analyse en composantes principales (ACP) peut être vue de deux manières équivalentes : comme une méthode d'analyse linéaire (approche géométrique) ou comme une méthode d'analyse multivariée (approche statistique). Le principe de l'ACP est de transformer des variables, liées entre elles, en de nouvelles variables décorréelées pour en extraire l'information pertinente. Ces nouvelles variables, appelées « facteurs » ou « modes », sont construites pour optimiser la quantité d'information originale qu'elles contiennent, de sorte qu'on puisse restreindre l'étude à un nombre limité de modes, et réduire ainsi la dimensionnalité de l'analyse.

De manière synthétique, on considère  $p$  signaux  $s_{j \in [1,p]}$ , aussi appelés *features*. On note  $s_j^i$  la mesure du signal  $s_j$  à l'instant  $i$ . L'ensemble des données est donc constitué de  $n \times p$  observations, placées dans une matrice  $\mathcal{M}$  :

$$\mathcal{M} = [s_i^j] \text{ avec } i \in [1,n] \text{ et } j \in [1,p] \quad (\text{A.1})$$

Par combinaisons linéaires, l'ACP permet de déterminer  $p$  *modes*, notés  $\zeta_{j \in [1,p]}$  :

$$\zeta_j = \sum_{j=1}^p \alpha_i^j \cdot s_j^i \quad (\text{A.2})$$

Les modes  $\zeta_j$  sont calculés pour être décorrélés les uns des autres (orthogonaux) et contenir le plus possible d'information. Le détail des calculs n'est pas donné ici par souci de brièveté, mais il repose sur la diagonalisation de la matrice de variance-covariance (ou matrice des corrélations si les données ont préalablement été réduites). Les modes  $\zeta_j$  sont les vecteurs propres de cette matrice, associés aux valeurs propres associées  $\lambda_j$ . Celles-ci renseignent sur la variance du jeu de données initiales expliquée par le mode considéré : on peut donc prioriser les modes,  $\zeta_1$  contenant le maximum d'information. Une présentation complète de l'ACP dans un contexte d'analyse du mouvement est proposée dans [102].



## A.2 Traitement des données

Les signaux considérés  $s^j$  sont les valeurs des angles articulaires des 15 DDL du tronc et du membre supérieur, obtenues par cinématique inverse à partir de la capture de mouvement (cf. section 5.1.4.1). Le traitement appliqué aux données s'inspire de [104] :

- filtrage passe-bas Butterworth d'ordre 4 sans déphasage, coupure à 20 Hz ;
- normalisation d'après les valeurs extrêmes observées pendant le pointage pour ramener les données à l'intervalle  $[0,1]$  :

$$\tilde{s}^j(t) = \frac{s^j(t) - s_{min}^j}{s_{max}^j - s_{min}^j} \quad (\text{A.3})$$

- découpage des données par cycle d'après les instants de contact de l'effecteur sur les cibles PRX et DST ;
- pour chaque cycle  $k$ , ré-échantillonnage  $\hat{s}_k^j(\hat{t})$  par interpolation des signaux normalisés  $\tilde{s}^j(t)$ . On définit ainsi un vecteur  $\hat{t}_k = \left( \hat{t}_k^i \right)$  avec  $i \in [0,100]$  :  $\hat{t}_k^{i \in [0,50]}$  correspond à 51 instants également espacés sur le mouvement *aller* et  $\hat{t}_k^{i \in [51,100]}$  correspond à 50 instants également espacés sur le mouvement *retour*. On définit ainsi par interpolation les signal  $\hat{s}_k^j(\hat{t})$  doublement normalisé, en amplitude et en temps.

Pour chaque cycle  $k$ , une ACP est réalisée sur les 15 signaux  $\hat{s}_k^j(\hat{t})$ , définissant 15 modes  $\zeta_k^j$  et leurs 15 coordonnées respectives  $\alpha_k^{i,j}$ . On retient pour les traitements ultérieurs le premier mode  $\zeta^1$ , qui contient la grande majorité de l'information du mouvement ( $\gtrsim 90\%$ ) pour chaque cycle et tous les sujets.

## A.3 Cartes de coordinations du mouvement de pointage répétitif expérimental

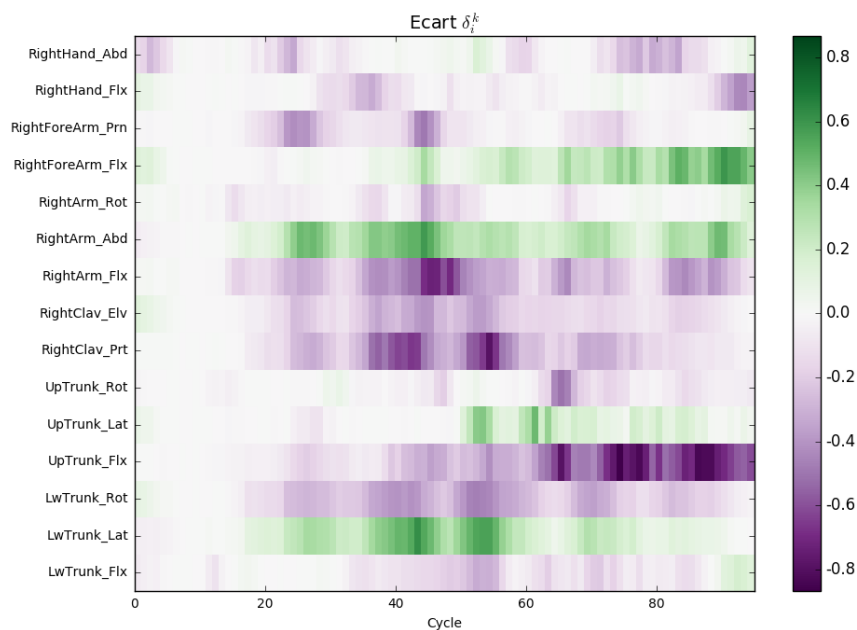


Fig. A.1 Carte de coordinations des poids du 1<sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet S1.

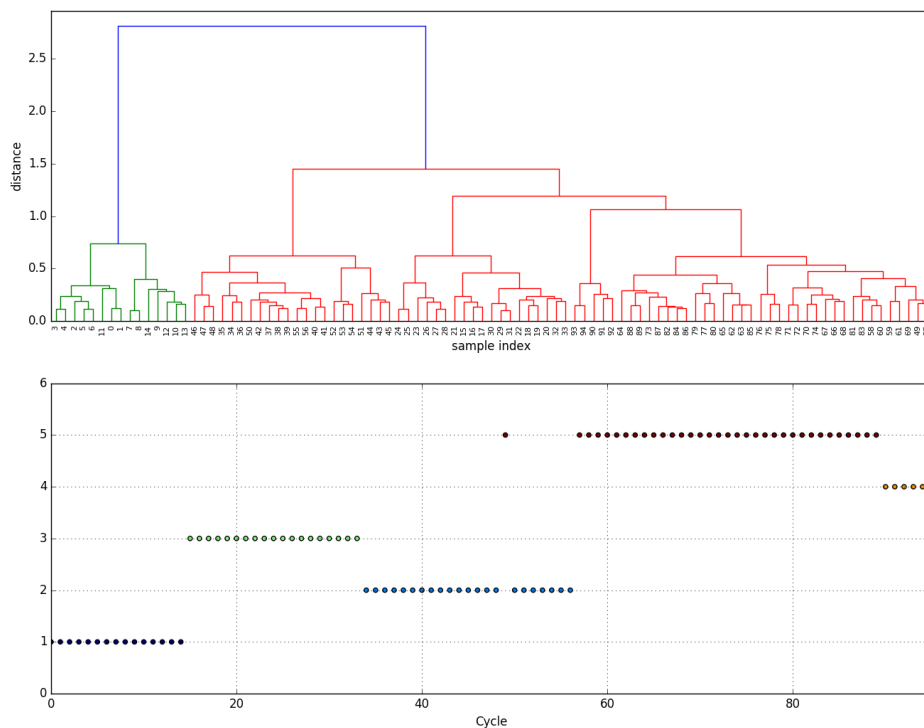


Fig. A.2 Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet S1

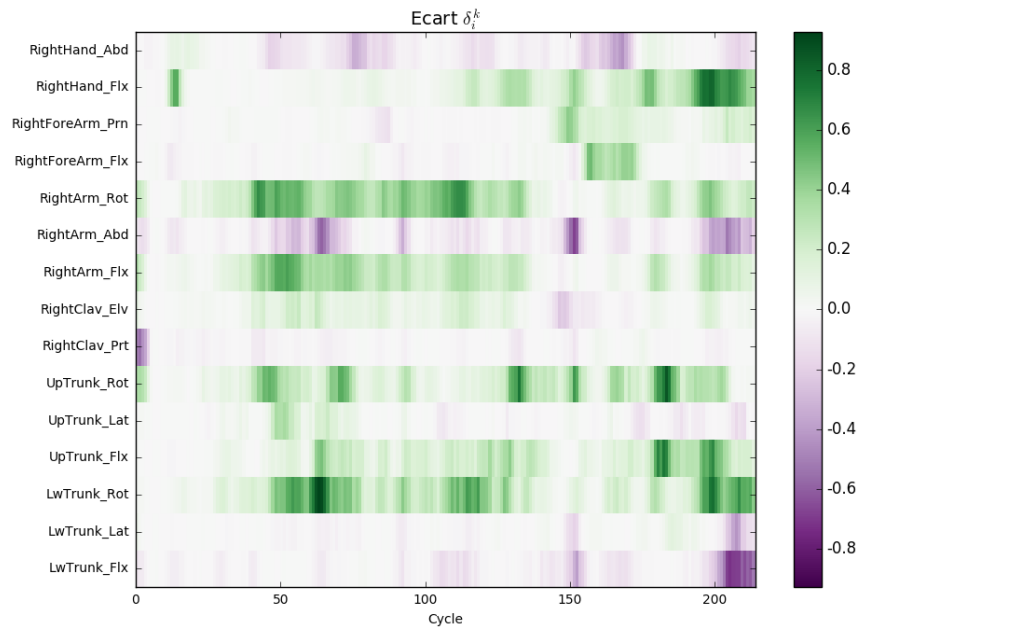


Fig. A.3 Carte de coordinations des poids du 1<sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet S2.

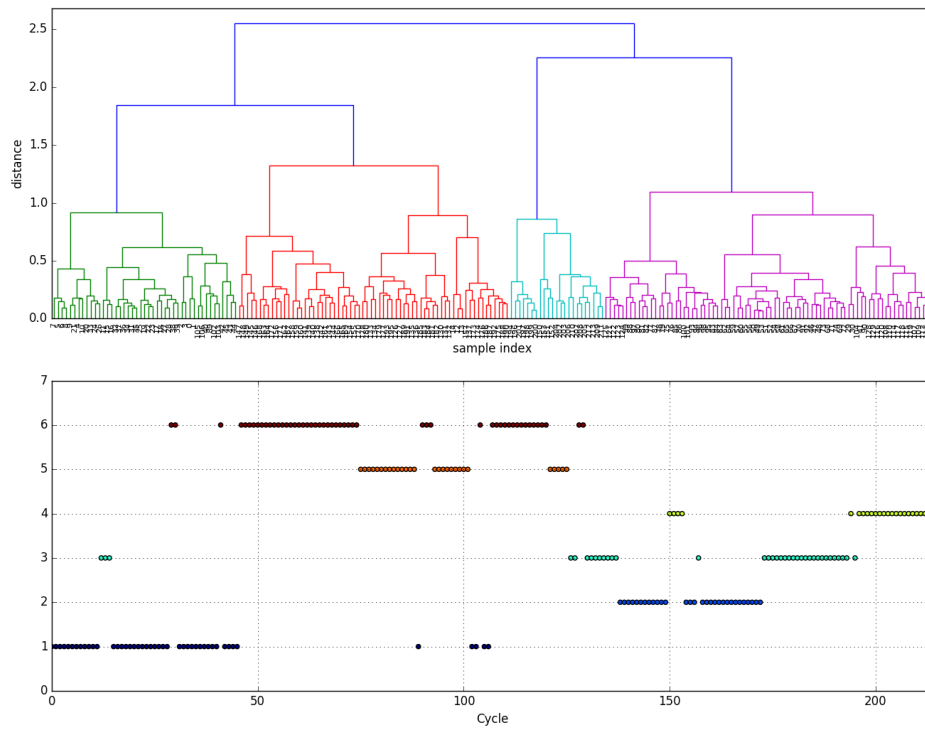


Fig. A.4 Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet S2

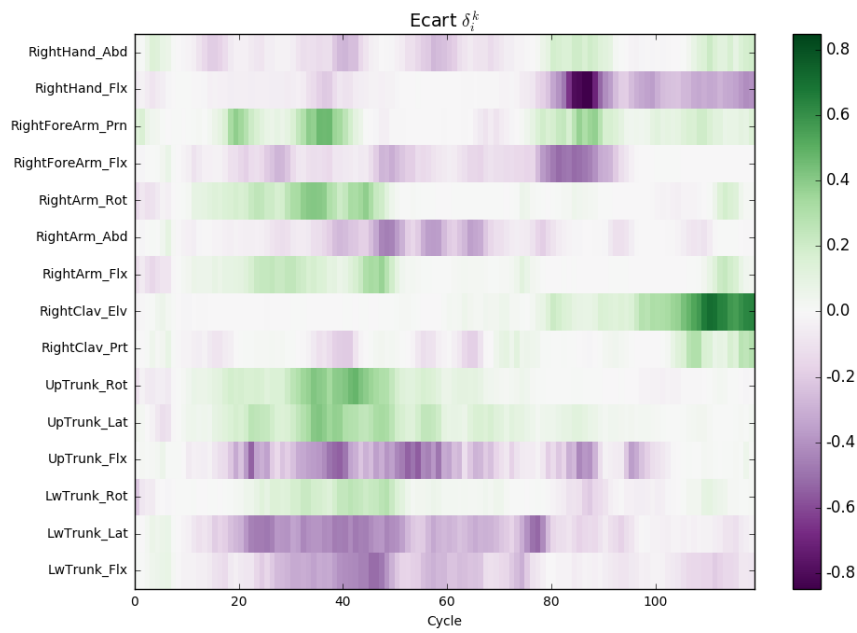


Fig. A.5 Carte de coordinations des poids du 1<sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet S3.

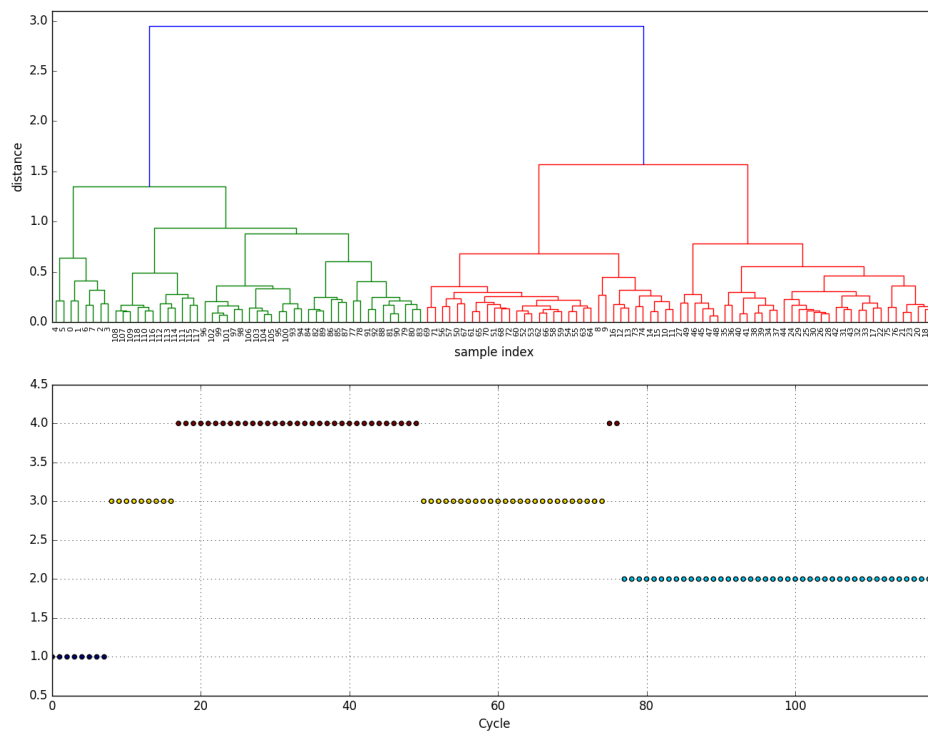


Fig. A.6 Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet S3

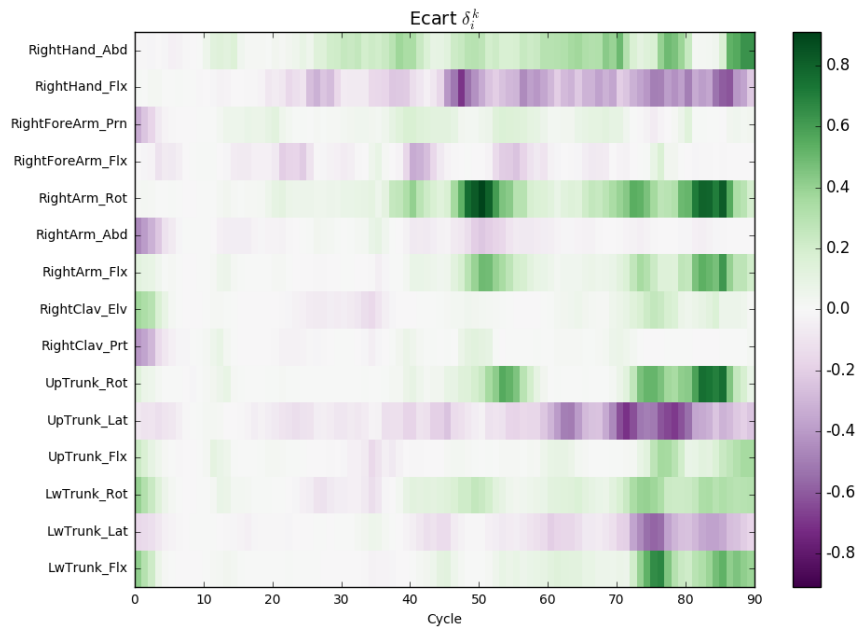


Fig. A.7 Carte de coordinations des poids du 1<sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet S4.

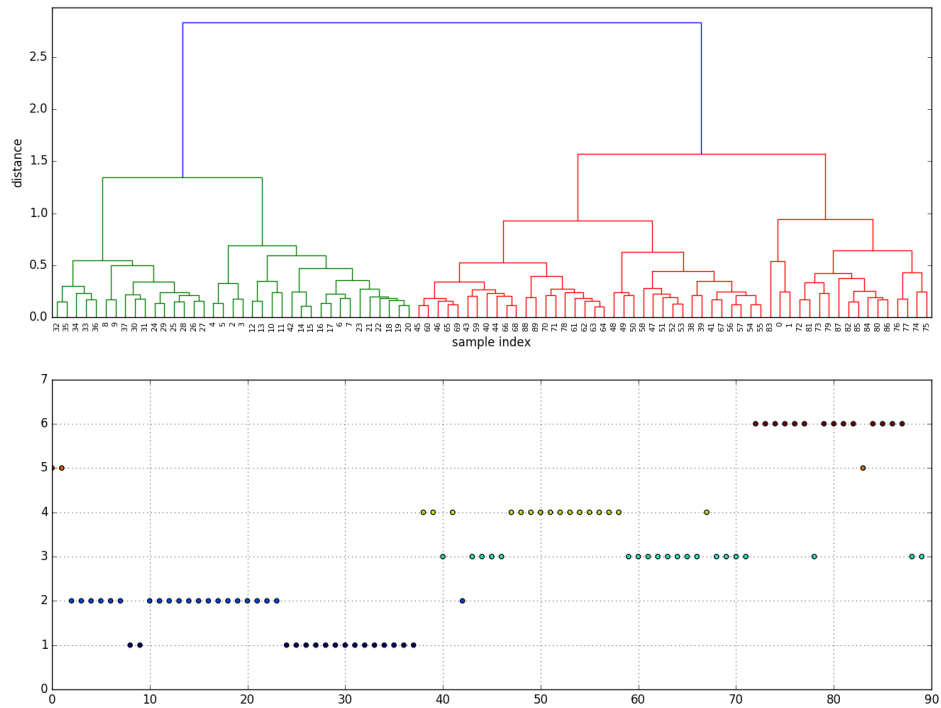


Fig. A.8 Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet S4

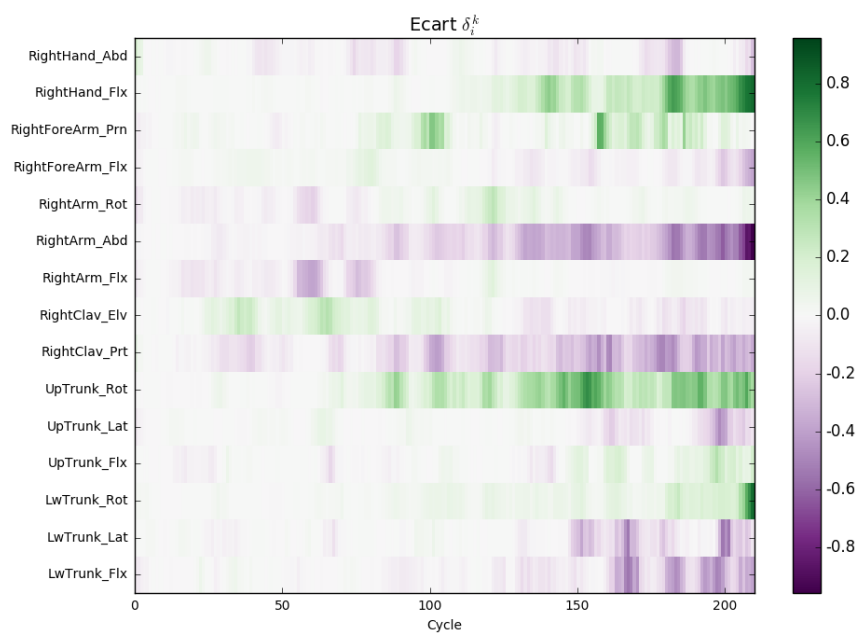


Fig. A.9 Carte de coordinations des poids du 1<sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet S6.

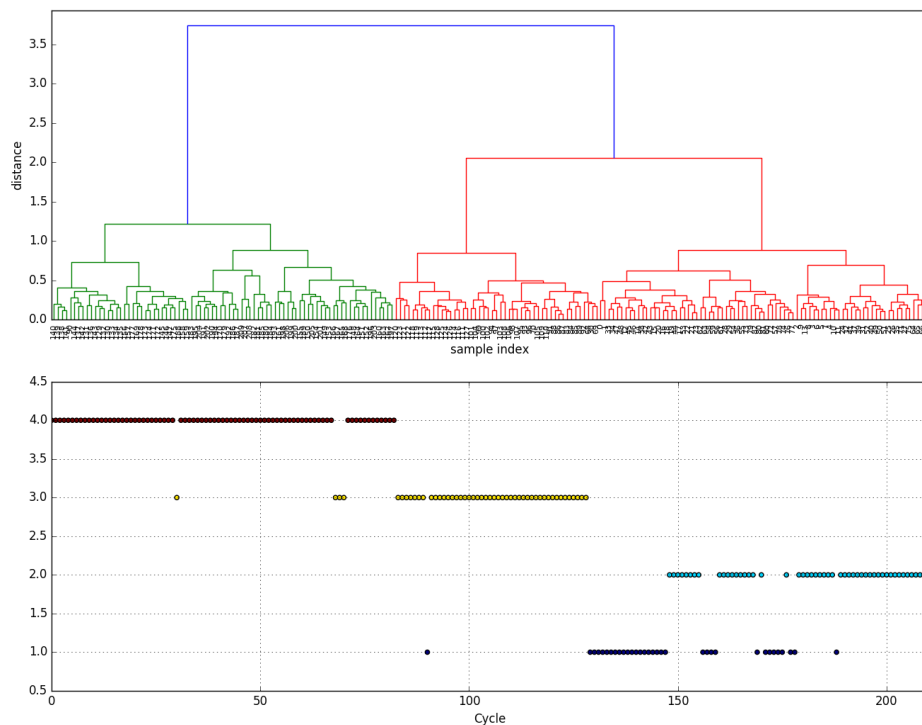


Fig. A.10 Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet S6

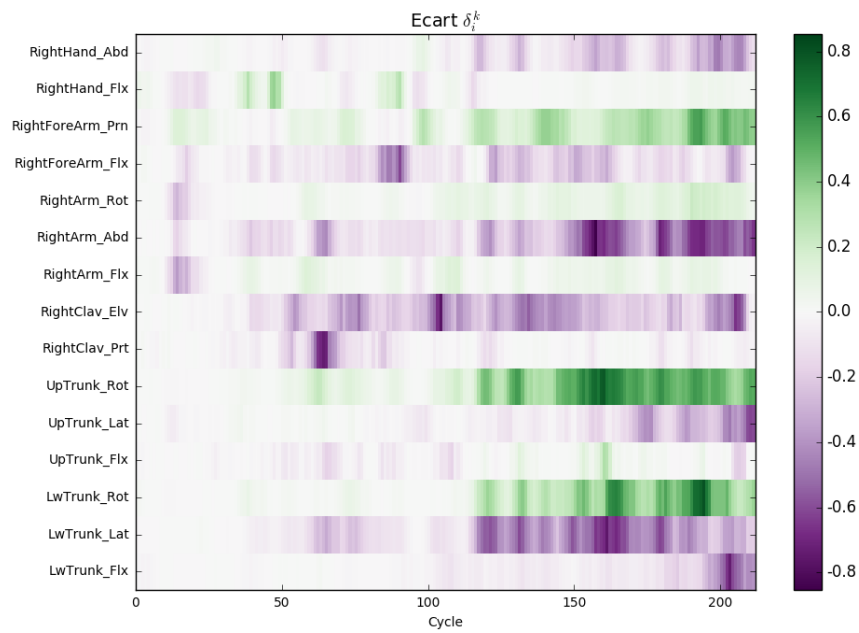


Fig. A.11 Carte de coordinations des poids du 1<sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet S7.

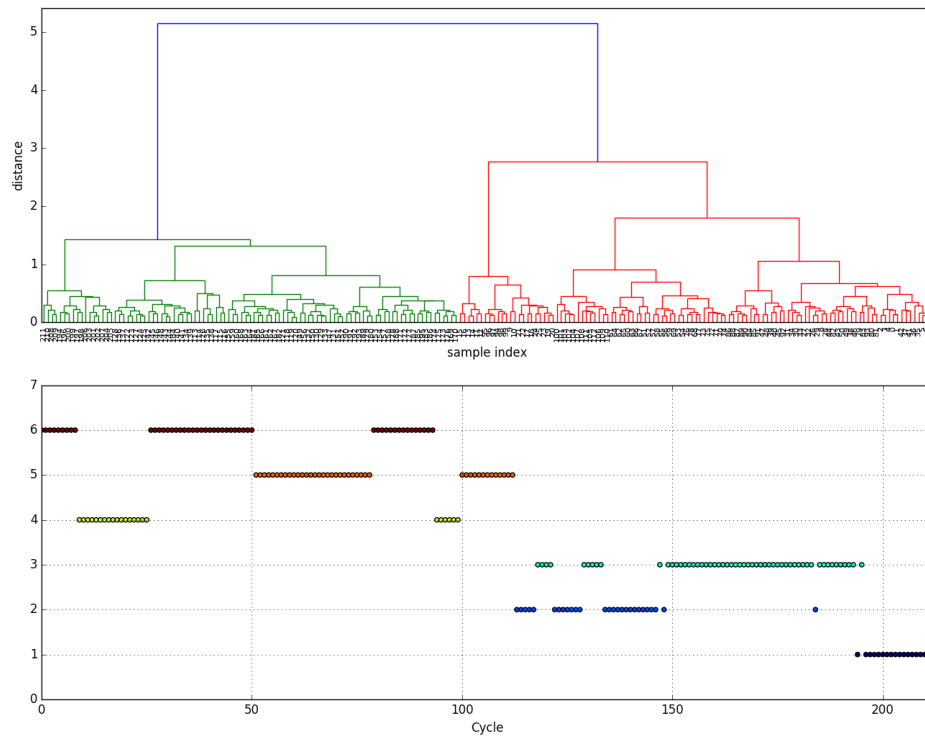


Fig. A.12 Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet S7

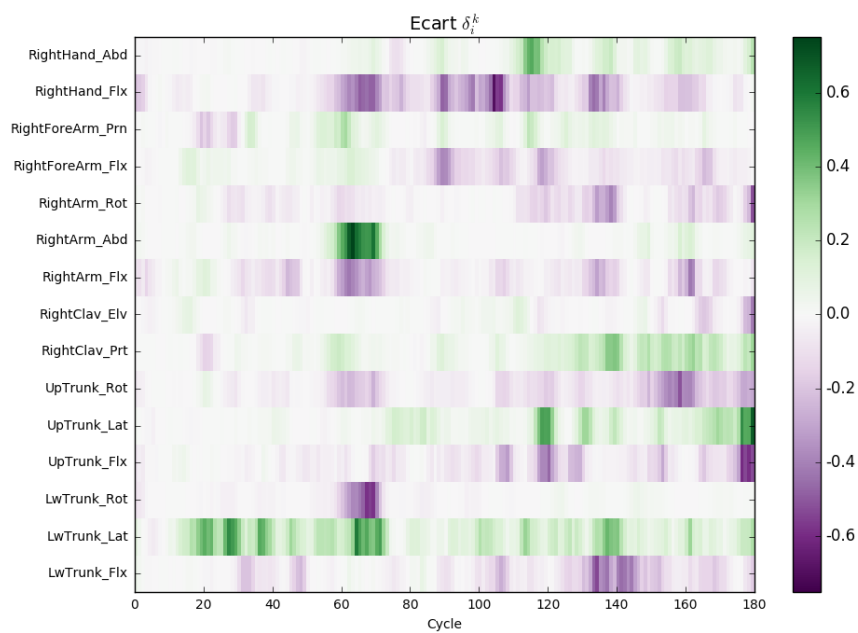


Fig. A.13 Carte de coordinations des poids du 1<sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet S8.

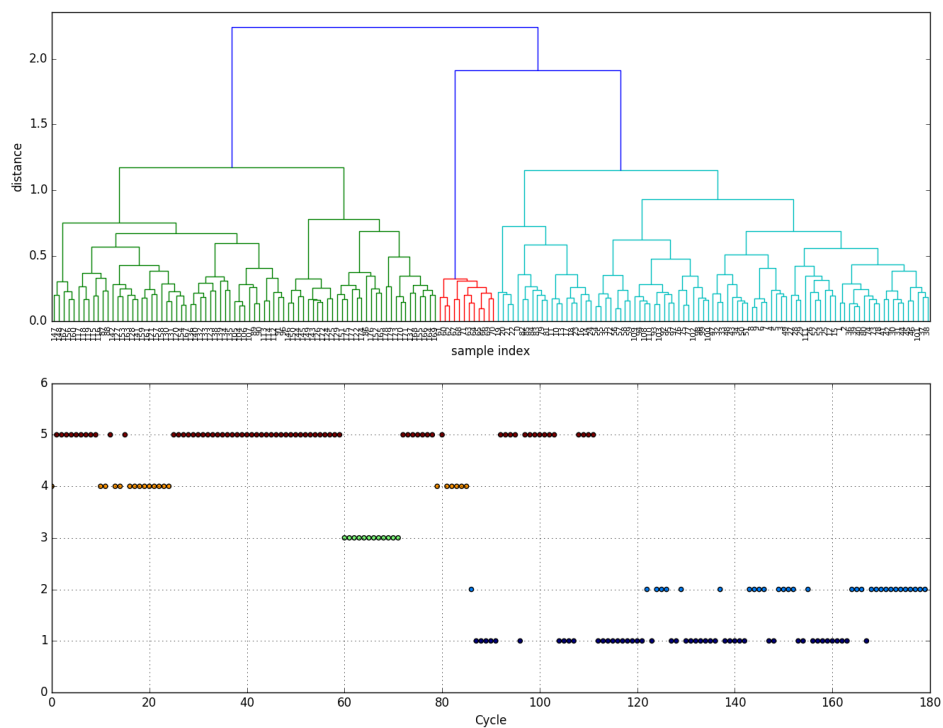


Fig. A.14 Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet S8



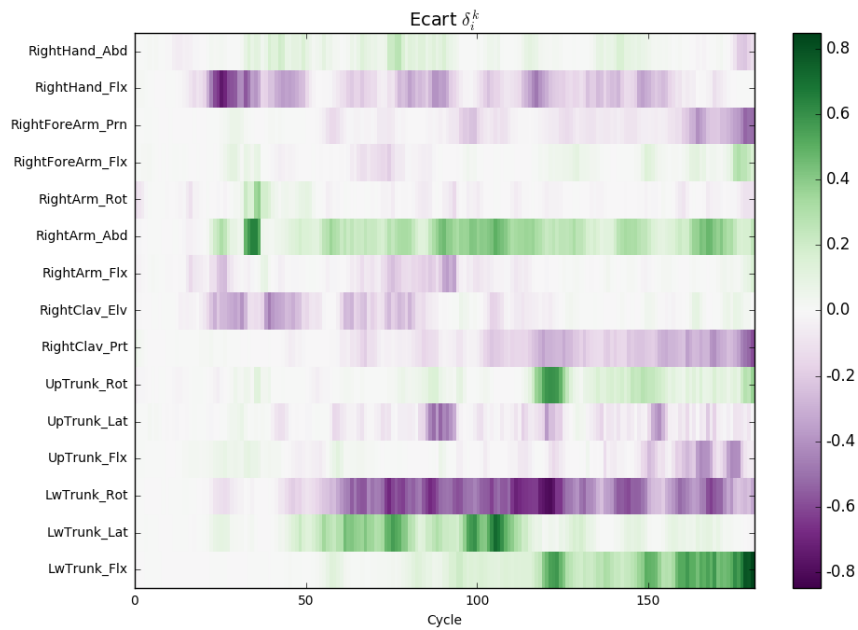


Fig. A.15 Carte de coordinations des poids du 1<sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet S9.

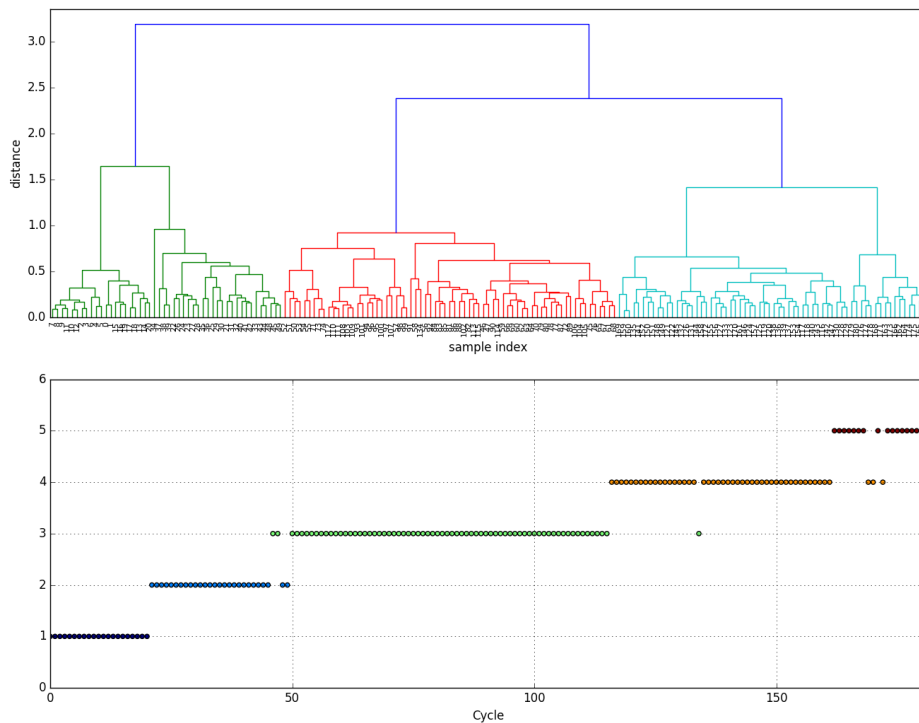


Fig. A.16 Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet S9

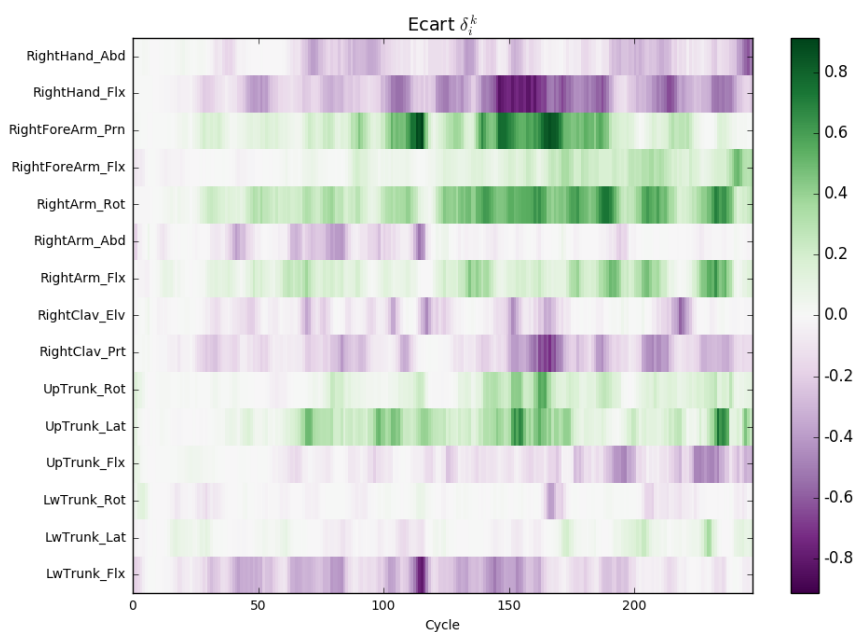


Fig. A.17 Carte de coordinations des poids du 1<sup>er</sup> mode de l'ACP, sujet S10.

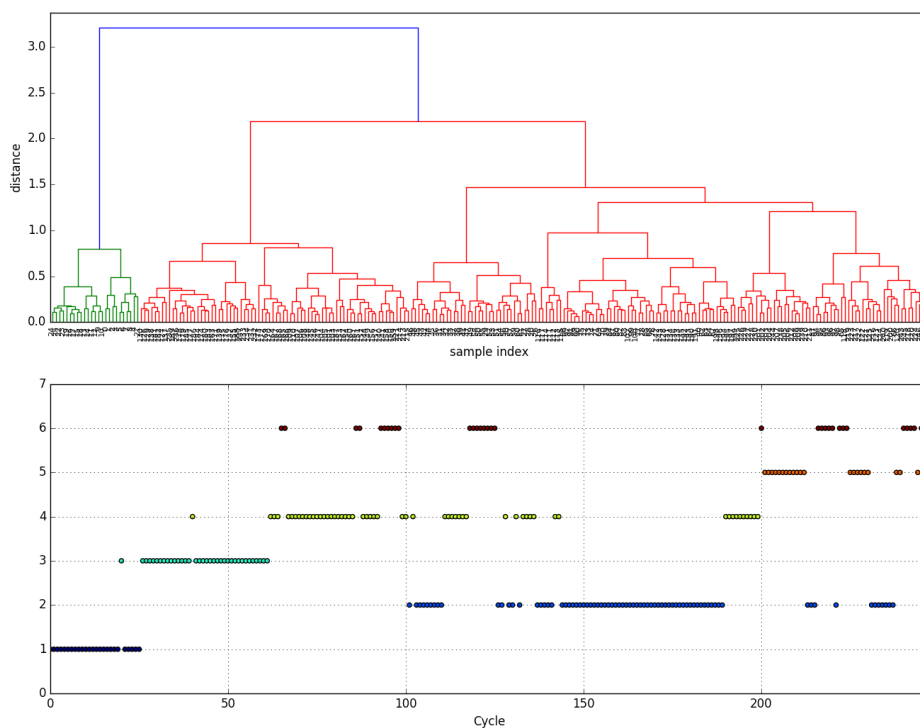


Fig. A.18 Classification Hiérarchique ascendante de la carte de coordinations - sujet S10



# B – Détection des points de rupture d'une série temporelle pour l'analyse de descripteurs cinématiques et musculaires

Cette annexe décrit une méthode de segmentation optimale d'une série temporelle. Elle est destinée à l'analyse des descripteurs de l'activité électrique et de la cinématique articulaire pendant l'activité répétitive de pointage avec fatigue, afin de déterminer les « instants critiques » pouvant correspondre à des modifications du comportement ou du contrôle du mouvement liés à la survenue de la fatigue. Elle est basée sur la combinaison de deux algorithmes assurant respectivement :

1. le découpage non supervisé à un niveau arbitraire d'une série temporelle ;
2. la détermination du découpage optimal de cette série par analyse d'un profil de vraisemblance (Likelihood Profile).

## B.1 La méthode *PIP*

Cette méthode permet une segmentation non supervisée d'une série temporelle  $\mathcal{S}$  [1]. On définit arbitrairement le niveau  $n$  de découpage souhaité (nombre de segments) et on applique un traitement itératif permettant de déterminer une suite  $\mathcal{P}_n = \{p_{i \in [1, n+1]}\}$  de points de découpage de la série  $\mathcal{S}$ . Les points  $p_1$  et  $p_2$  sont les premier et dernier points de  $\mathcal{S}$ . Le point  $p_3$  est le point de  $\mathcal{S}$  pour lequel l'écart  $d$  avec l'approximation linéaire  $[p_1, p_2]$  est maximal (cf. figure B.1).

On poursuit itérativement jusqu'au nombre de segments désiré en ajoutant à chaque étape le point  $p_i$  pour lequel l'écart avec l'approximation linéaire est maximal parmi les  $(i - 1)$  approximations linéaires de  $\mathcal{S}$  (cf. figure B.2).

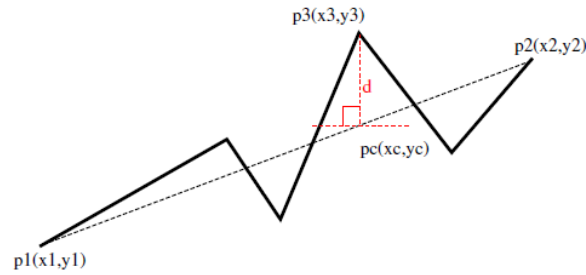


Fig. B.1 Détermination d'un point de découpage PIP (tiré de [1]).

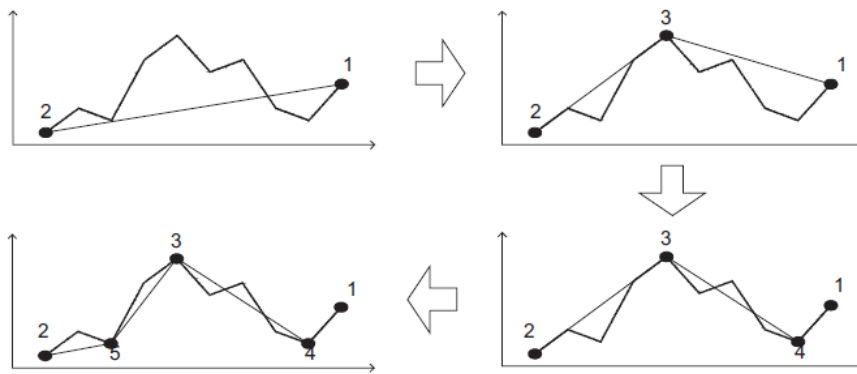


Fig. B.2 Séquence de découpage PIP (tiré de [1]).

## B.2 La méthode LP (Likelyhood Profile)

On désigne ici par « méthode LP » la détermination non supervisée d'un point de rupture d'un diagramme *scree-plot*.

On considère une variable aléatoire  $X = \{x_{i \in [1,r]}\}$ .

On suppose que  $X$  est constituée de deux sous-échantillons  $X_1 = \{x_{i \in [1,q]}\}$  et  $X_2 = \{x_{i \in [q+1,r]}\}$ , correspondant à deux distributions différentes. On cherche alors à identifier  $q$ , la taille du premier sous-échantillon. Les fondements statistiques de la méthode sont détaillés dans [2].

En supposant que  $X_1$  et  $X_2$  sont deux distributions gaussiennes de moyennes respectives

$\mu_1$  et  $\mu_2$  et de même variance  $\sigma^2$ , on calcule la log-vraisemblance  $l(r)$  telle que

$$l(r) = \sum_{i=1}^r \log f(x_i, \hat{\mu}_1, \hat{\sigma}) + \sum_{j=r+1}^p \log f(x_j, \hat{\mu}_2, \hat{\sigma}) \quad (\text{B.1})$$

$$f(x, \mu_k, \sigma) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(-\frac{(x - \mu_k)^2}{2\sigma^2}\right), \text{ pour } k = 1, 2 \quad (\text{B.2})$$

$$\hat{\mu}_1 = \frac{1}{r} \sum_{i=1}^r x_i \quad (\text{B.3})$$

$$\hat{\mu}_2 = \frac{1}{p-r} \sum_{i=r+1}^p x_i \quad (\text{B.4})$$

$$\hat{\sigma} = \frac{(r-1)s_1^2 + (p-r-1)s_2^2}{(p-2)}, \text{ avec } s_k \text{ la variance du sous-échantillon } k = 1, 2 \quad (\text{B.5})$$

Pour  $r$  variant dans  $[1, p]$ , la fonction  $l(r)$  trouve son maximum quand  $r = q$  (cf. figure B.3).

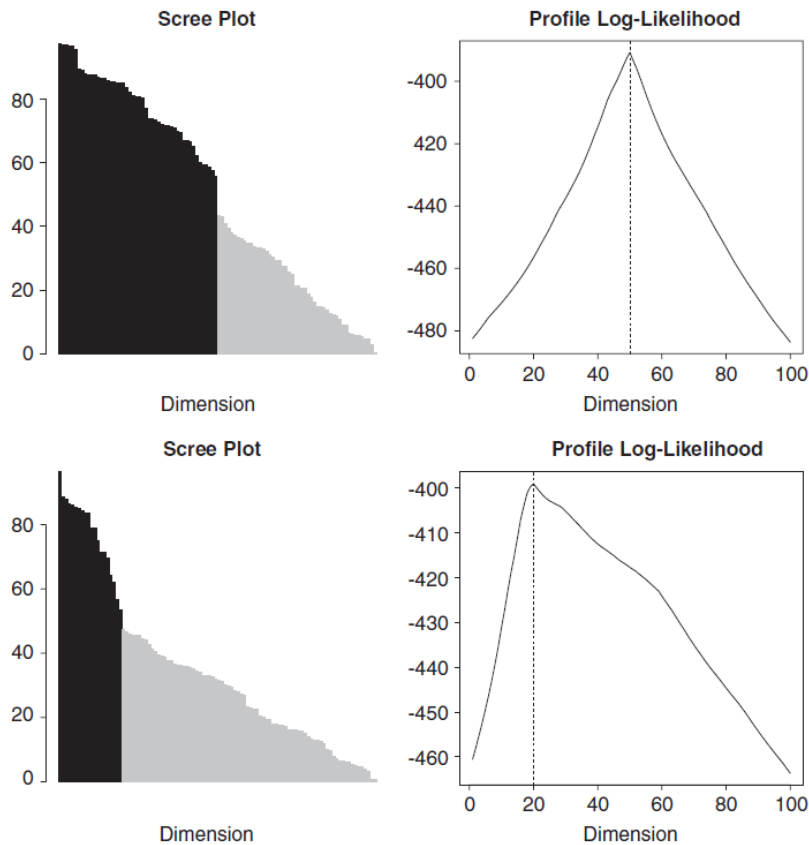


Fig. B.3 Exemples de mise en œuvre de la méthode LP (tiré de [2]).

### B.3 Combinaison des algorithmes *PIP* et *LP*

On cherche à décomposer une série temporelle  $\mathcal{S}$  décrivant l'évolution d'un descripteur de VM en un nombre optimal de segments. Pour cela, on applique l'algorithme *PIP* à la série  $\mathcal{S}$  pour tous les niveaux de découpage  $k \in [1, N = 20]$ . Pour chaque niveau  $k$ , on calcule  $\eta_k$  l'erreur quadratique entre la série  $\mathcal{S}$  et son approximation  $\hat{\mathcal{S}}_k$  linéaire par morceaux.

L'erreur  $\eta_k$  décroît rapidement pour les premiers niveaux de découpage, puis évolue de moins en moins nettement : la courbe  $\eta_k = f(k)$  suit approximativement un profil « scree-plot », et on applique donc la méthode *LP* à l'ensemble  $E = \{\eta_{k \in [1, N]}\}$ . On détermine ainsi un niveau de découpage optimal, au delà duquel la segmentation n'apporte plus beaucoup de bénéfice. Cette segmentation correspond à un nombre optimal  $n^{opt}$  de points de ruptures pour la série  $\mathcal{S}$  (cf. figure B.4).

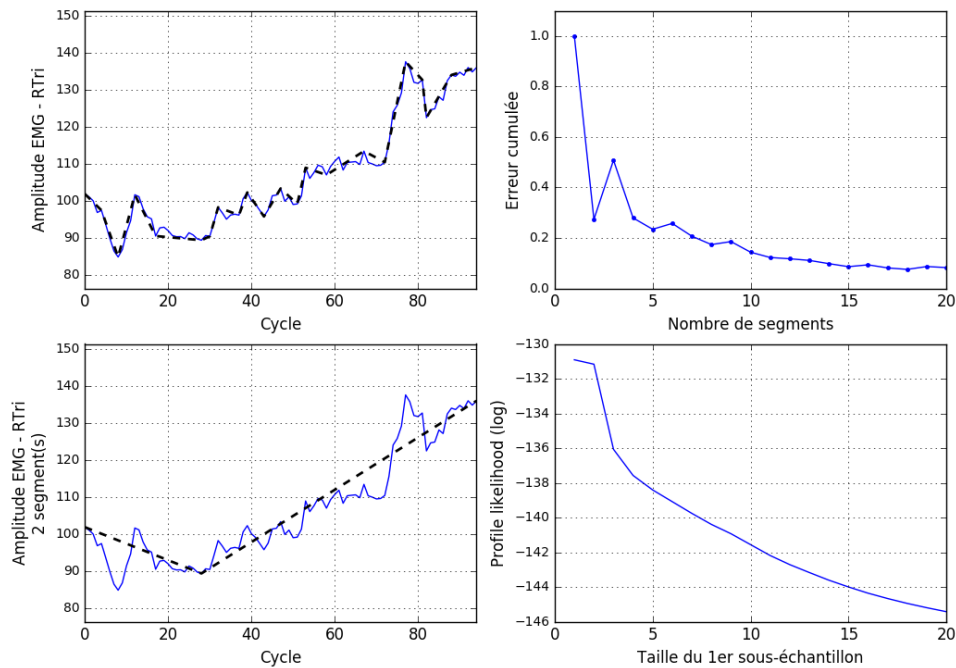


Fig. B.4 Mise en œuvre de l'algorithme *PIP-LP* de découpage optimal appliqué à l'évolution temporelle de la fréquence moyenne de l'EMG du triceps pour un sujet. En haut à gauche : le signal brut et sa segmentation selon l'algorithme *PIP* en 20 segments linéaires. En haut à droite : le tracé « scree-plot » de l'erreur quadratique  $\eta$  entre le signal brut et son approximation linéaire par morceaux, en fonction du nombre de segments considéré. En bas à droite : le profil de vraisemblance utilisé pour identifier le point de rupture du « scree-plot ». En bas à gauche : le découpage optimal correspondant.

## B.4 Histogrammes des transitions *PIP-LP*

### B.4.1 Activité EMG

Cette section présente, pour chaque sujet exploité, l'histogramme de la distribution des ruptures identifiées par l'algorithme PIP-LP dans les séries temporelles des descripteurs EMG agrégés par cycle (cf section 5.1.3.5).

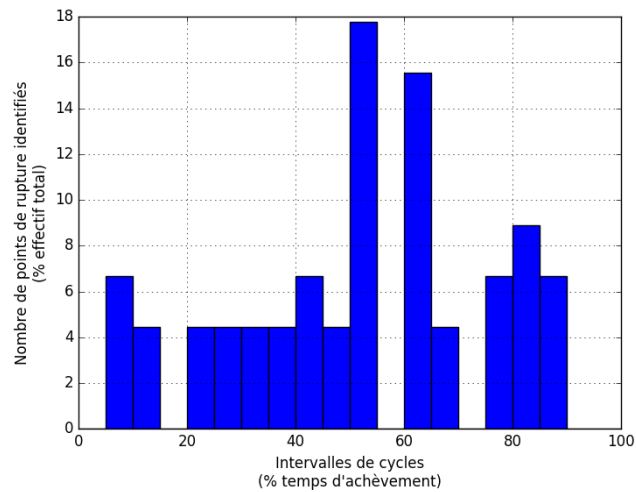


Fig. B.5 *Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S1.*

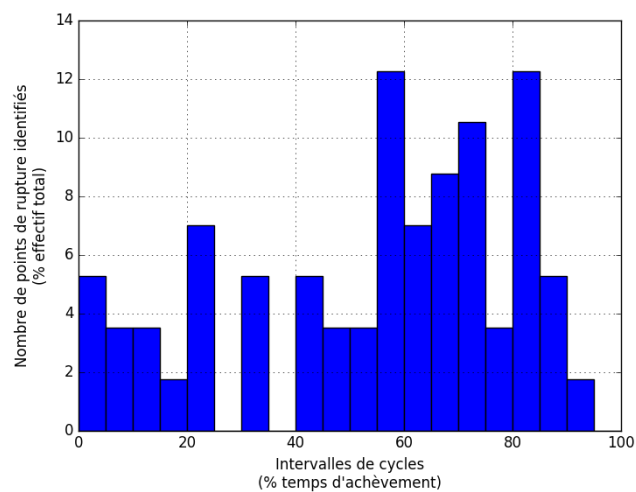


Fig. B.6 *Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S2.*



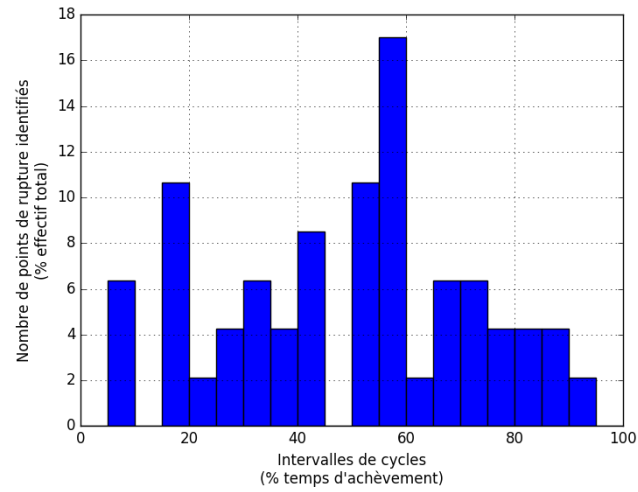


Fig. B.7 *Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S3.*

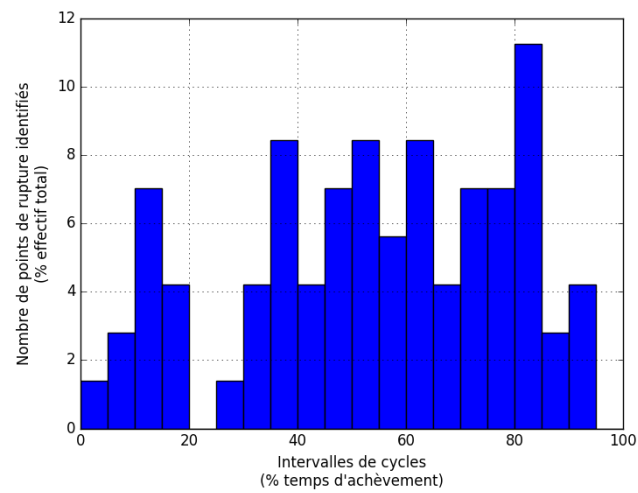


Fig. B.8 *Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S4.*

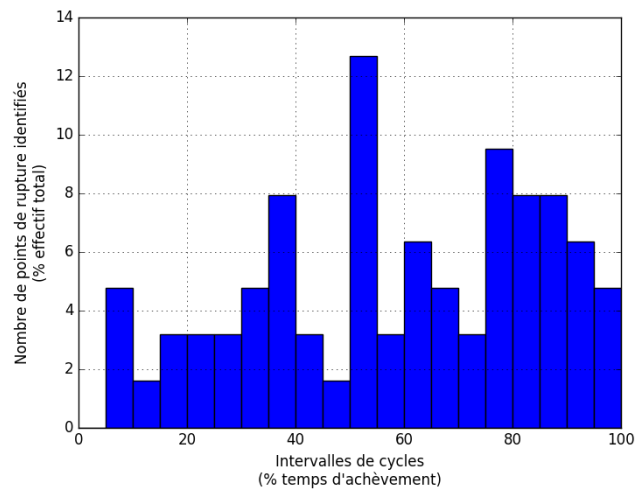


Fig. B.9 *Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S6.*

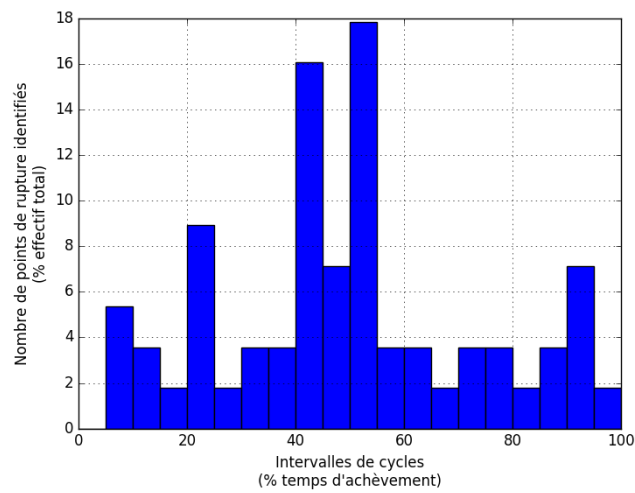


Fig. B.10 *Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S7.*

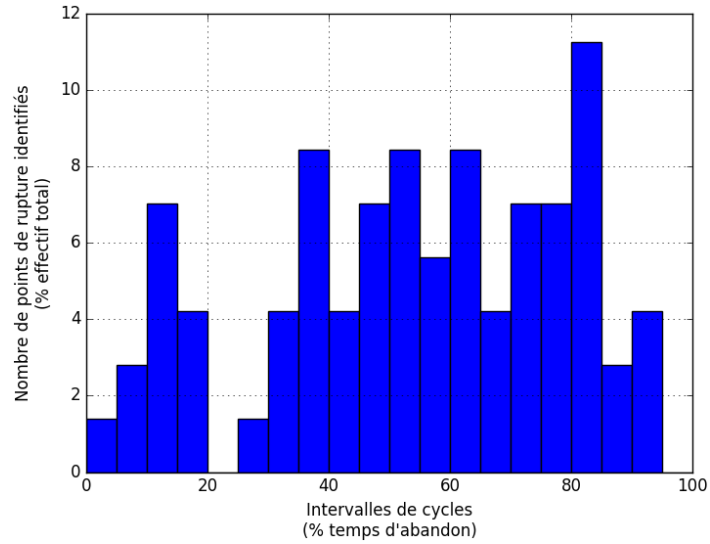


Fig. B.11 *Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S8.*

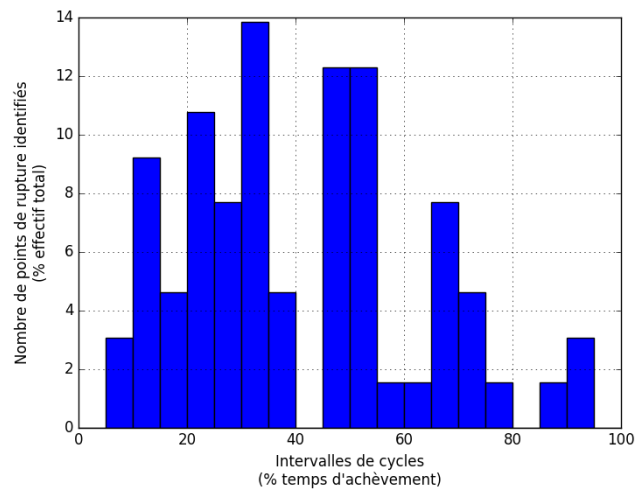


Fig. B.12 *Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S9.*

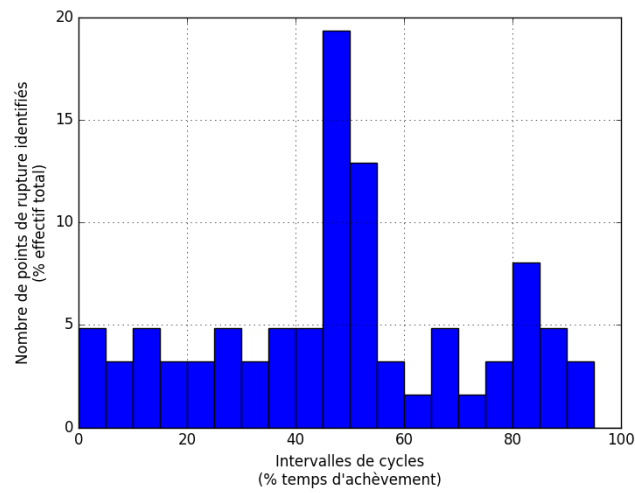


Fig. B.13 *Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S10.*

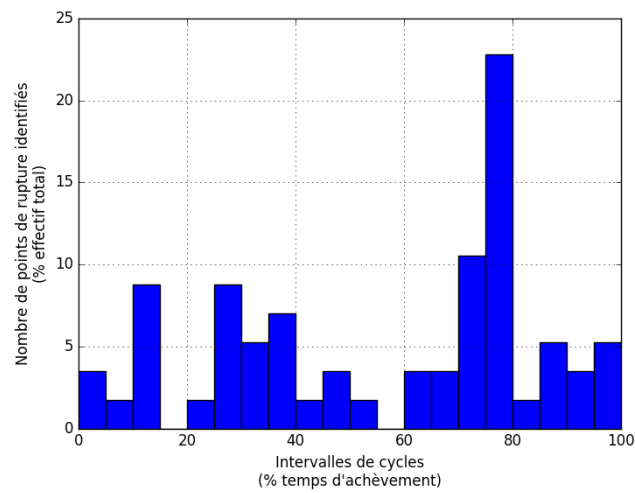


Fig. B.14 *Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S11.*

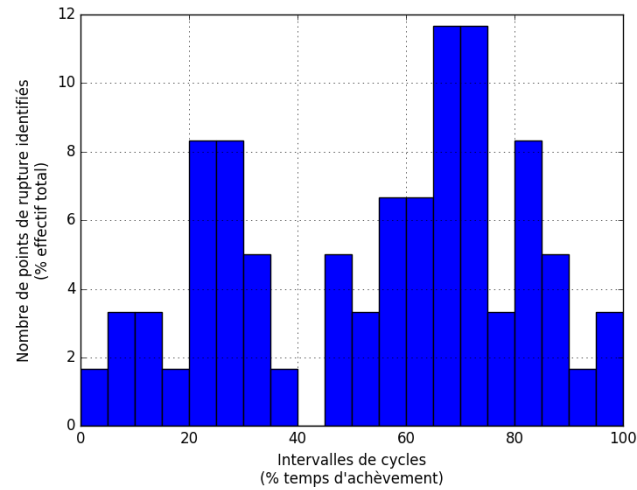


Fig. B.15 *Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S12.*

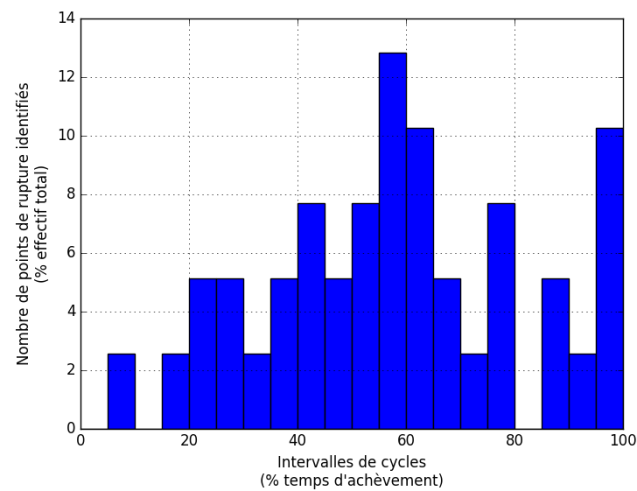


Fig. B.16 *Histogramme des instants de ruptures de l'activité musculaire - Sujet S14.*

### B.4.2 ACP de la cinématique articulaire

Cette section présente, pour chaque sujet exploité, l'histogramme de la distribution des ruptures identifiées par l'algorithme PIP-LP dans les séries temporelles des poids du premier mode de l'ACP de la cinématique articulaire, agrégés par cycle (cf section 5.1.4.2).

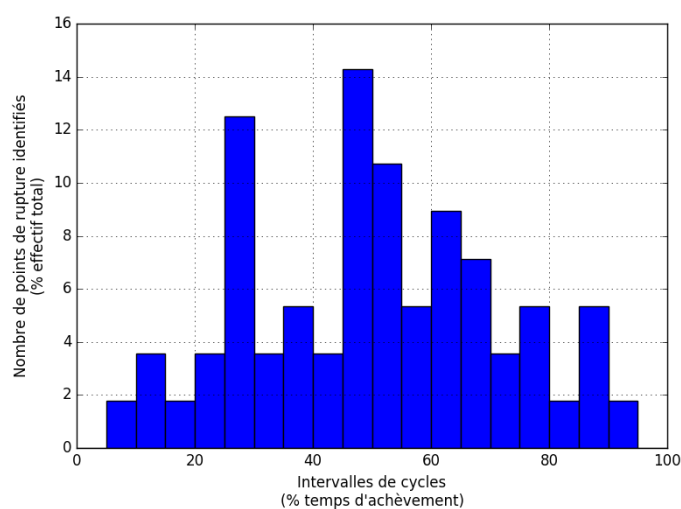


Fig. B.17 *Histogramme des instants de ruptures de la décomposition ACP de la cinématique - Sujet S1.*

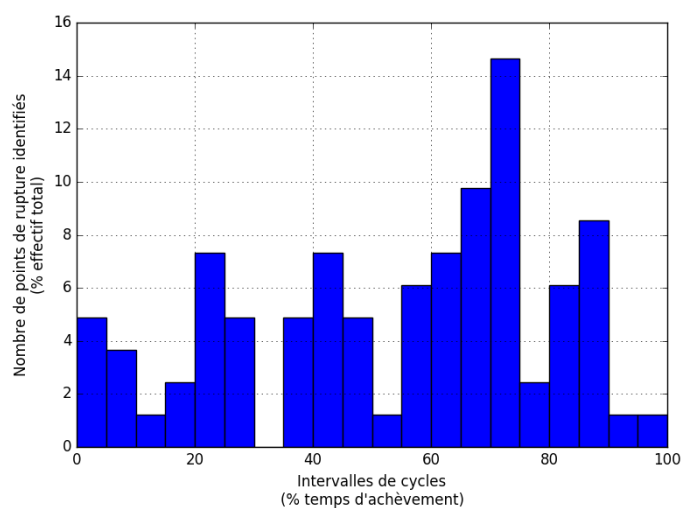


Fig. B.18 *Histogramme des instants de ruptures de la décomposition ACP de la cinématique - Sujet S2.*

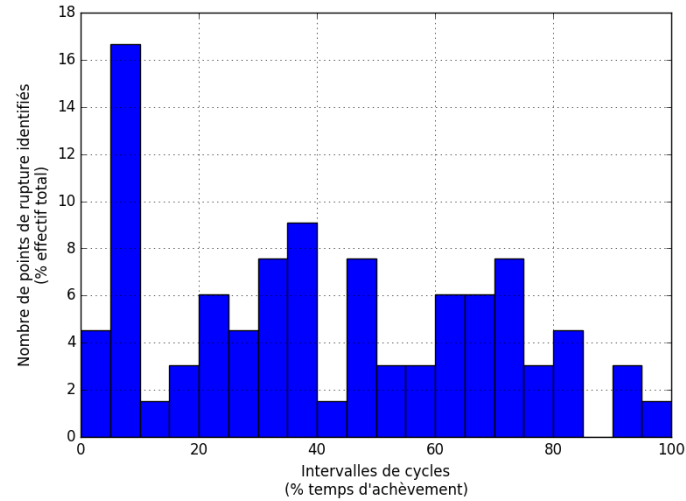


Fig. B.19 Histogramme des instants de ruptures de la décomposition ACP de la cinématique - Sujet S3.

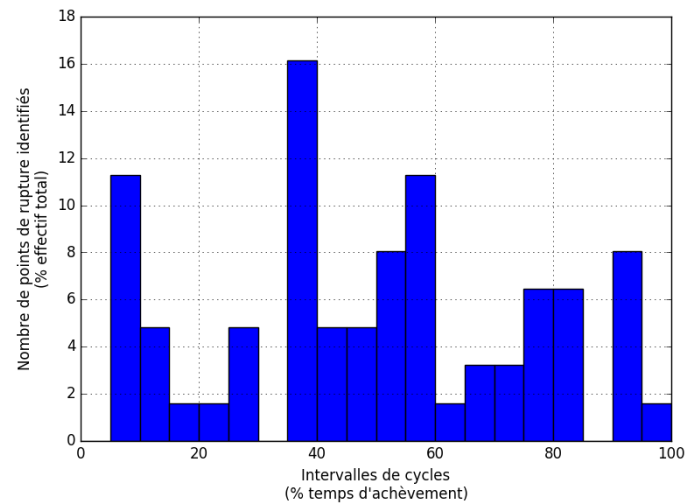


Fig. B.20 Histogramme des instants de ruptures de la décomposition ACP de la cinématique - Sujet S4.

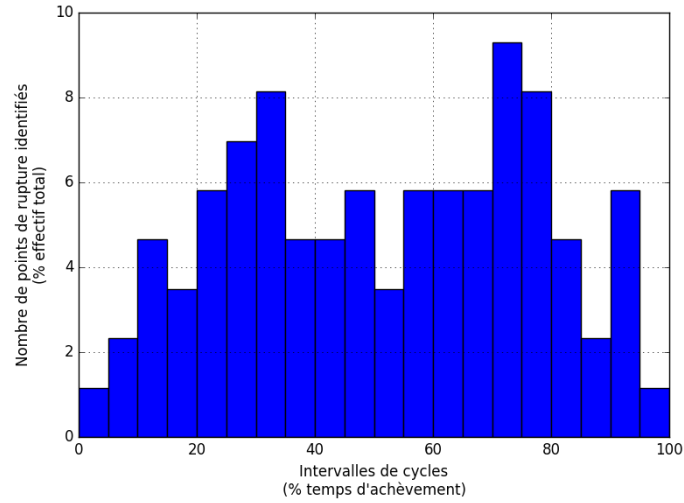


Fig. B.21 *Histogramme des instants de ruptures de la décomposition ACP de la cinématique - Sujet S6.*

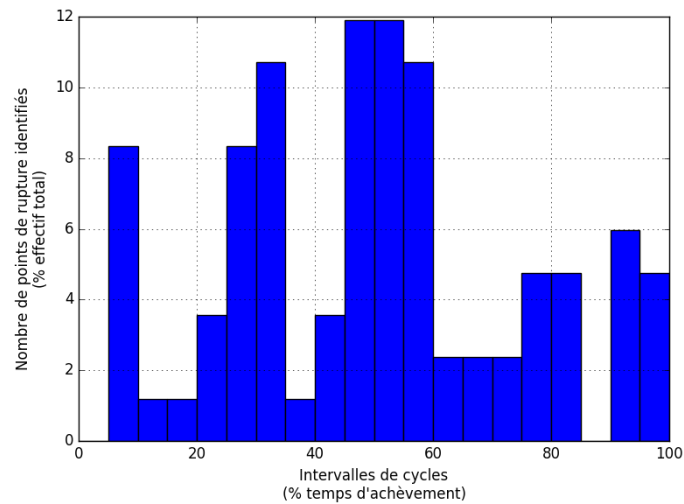


Fig. B.22 *Histogramme des instants de ruptures de la décomposition ACP de la cinématique - Sujet S7.*



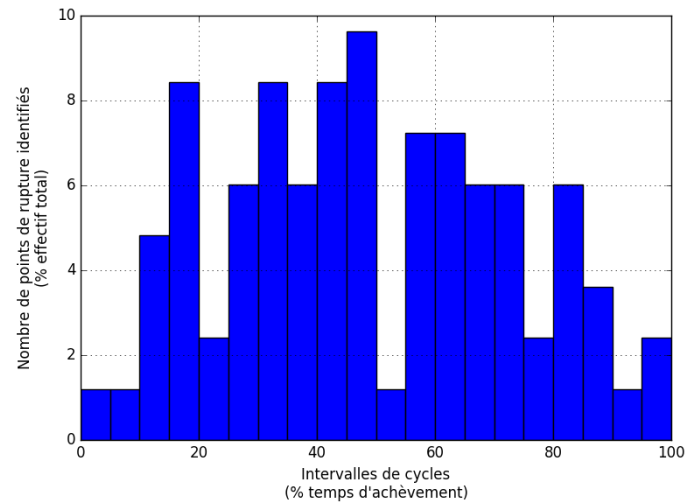


Fig. B.23 Histogramme des instants de ruptures de la décomposition ACP de la cinématique - Sujet S8.

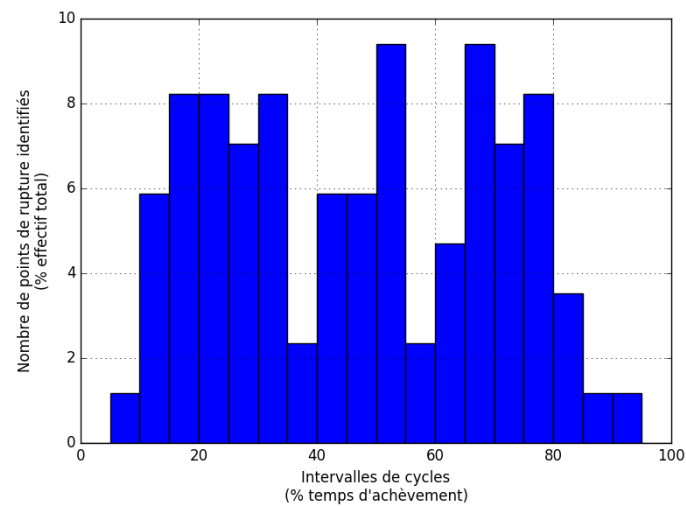


Fig. B.24 Histogramme des instants de ruptures de la décomposition ACP de la cinématique - Sujet S9.

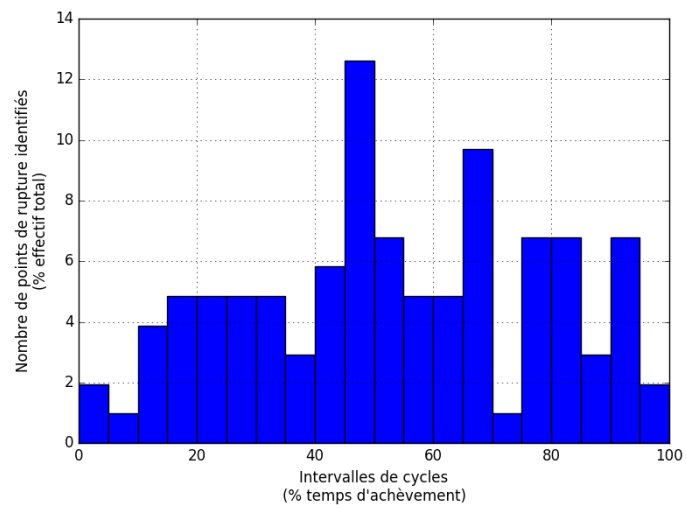


Fig. B.25 *Histogramme des instants de ruptures de la décomposition ACP de la cinématique - Sujet S10.*



## C – Modélisation de l’Humain Virtuel

Le tableau C.1 décrit la cinématique de l’HV : les segments corporels, les DDL des articulations qui les connectent et leurs axes respectifs. La position neutre est la « pose en I », les paumes des mains tournées vers l’avant (cf. figure C.1).

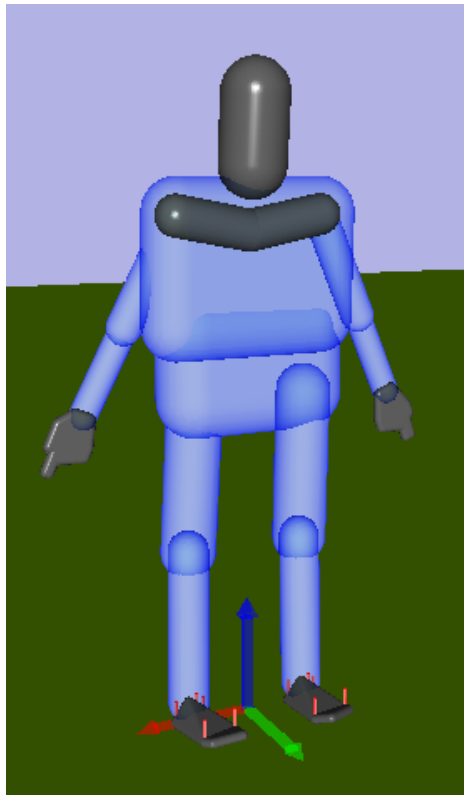


Fig. C.1 Modélisation de l’HV implémenté dans le démonstrateur.

Par défaut, l’HV peut être défini à partir d’une taille et d’une masse grâce d’après les travaux de Drillis et Contini [258]. De même, les masses des segments corporels peuvent être adaptées des travaux de Zatsiorsky [259]. Des outils en ligne sont disponibles<sup>1 2</sup>. Pour notre modèle, on fusionne les deux parties supérieures du tronc et on considère que les clavicules

1. [http://tools.openlab.psu.edu/tools/proportionality\\_constants.htm](http://tools.openlab.psu.edu/tools/proportionality_constants.htm)

2. [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/geometrie\\_hmotnost\\_en.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/geometrie_hmotnost_en.php)

Membre	Segment	DDL	Axes
Buste	Abdomen	6	Flexion (Z) Inclinaison latérale (X) Rotation (Y) Translation antéro-postérieure (X) Translation latérale (Z) Translation verticale (Y)
	Tronc	3	Flexion (Z) Inclinaison latérale (X) Rotation (Y)
	Clavicule	2	Élévation (X) Protraction (Y)
	Tête	3	Flexion (Z) Inclinaison latérale (X) Rotation (Y)
Membre supérieur	Bras	3	Flexion (Z) Abduction (X) Rotation (Y)
	Avant-bras	2	Flexion (Z) Pronation (X)
	Main	2	Flexion (Z) Abduction (X)
Membre inférieur	Cuisse	3	Flexion (Z) Rotation (Y) Abduction (X)
	Jambe	1	Flexion (Y)
	Pied	3	Flexion (Z) Rotation (Y) Abduction (X)

Table C.1 Liste des segments de l'HV

représentent 10% de la masse de la partie supérieure du tronc.

Les paramètres cinématiques et dynamiques de l'HV (dimensions des membres, position des centres articulaires, matrices d'inertie) peuvent sinon être définis manuellement. Des méthodes avancées de calcul de longueurs des segments ou de répartition des masses sont décrites dans la littérature [226, 260], mais leur mise en œuvre ne semble pas utile dans le cadre d'un tel démonstrateur.

## D – Activité expérimentale répétitive de pointage avec fatigue

Le tableau suivant précise la localisation des 39 marqueurs optiques répartis sur le corps des sujets. Cette localisation est adaptée du positionnement du « Plug-in-Gait » habituellement rencontré pour ce type de mesures <sup>1</sup>.

Segment	Marqueurs
Tête (4 marqueurs)	xFHD (avant de la tête, côté $x$ ) xBHD (arrière de la tête, côté $x$ )
Tronc (5 marqueurs)	CLAV (fourchette sternale) STRN (processus xiphoïde) RBAK (scapula droite) C7 (10 <sup>ème</sup> ) vertèbre cervicale T10 (10 <sup>ème</sup> ) vertèbre thoracique
Membre supérieur (7 marqueurs)	xSHO (sommet de l'acromion) xUPA (milieu du bras) xELB (épicondyle médial) xFRM (milieu de l'avant bras) xWRA (styloïde radial) xWRB (styloïde ulnaire) xFIN l'extrémité de l'index
Bassin (4 marqueurs)	xASI (épine iliaque antérieure, côté $x$ ) xPSI (épine iliaque postérieure, côté $x$ )
Membre inférieur (6 marqueurs)	xTHI (milieu de la cuisse) xKNE (épicondyle latéral du genou) xSHN (milieu de la cuisse) xANK (malléole externe) xHEE (calcaneus) xTOE (base du 2 <sup>ème</sup> orteil)

Table D.1 Placement des marqueurs de capture du mouvement. La lettre 'x' correspond au côté, 'R' pour le côté droit, 'L' pour le côté gauche.

1. <http://www.idmil.org/mocap/plug-in-gait+marker+placement.pdf>



# E – Méthode d'évaluation ergonomique RULA

## E.1 La méthode RULA

RULA (Rapid Upper Limb Assessment) est un outil d'analyse de situations de travail pour postes assis ou debout. À partir d'une analyse succincte des postures, des charges et des sollicitations supportées par le corps, RULA permet une évaluation rapide des facteurs de risques de survenue des TMS [12]. L'évaluation des postures est détaillée en deux parties : la partie *A* porte spécifiquement sur le membre supérieur (bras, avant-bras, main), la partie *B* sur les postures du tronc (tête, buste). Des scores intermédiaires (*A1* à *A8*, *B1* à *B7*) sont attribués aux différentes articulations, afin de calculer un score final. Ce dernier correspond à un niveau global de risque et à des recommandations (posture acceptable sans modification, analyse approfondie souhaitable pouvant nécessiter des modifications éventuelles du poste, nécessité d'une intervention urgente voire immédiate). La figure E.1 détaille le calcul des différents scores.

## E.2 Analyse temporelle des scores RULA de l'activité expérimentale

Les figures E.2 à E.10 présentent l'évolution des scores *A8* et *B7* pendant l'activité expérimentale de pointage.

## E.3 Analyse temporelle des scores RULA de l'activité simulée





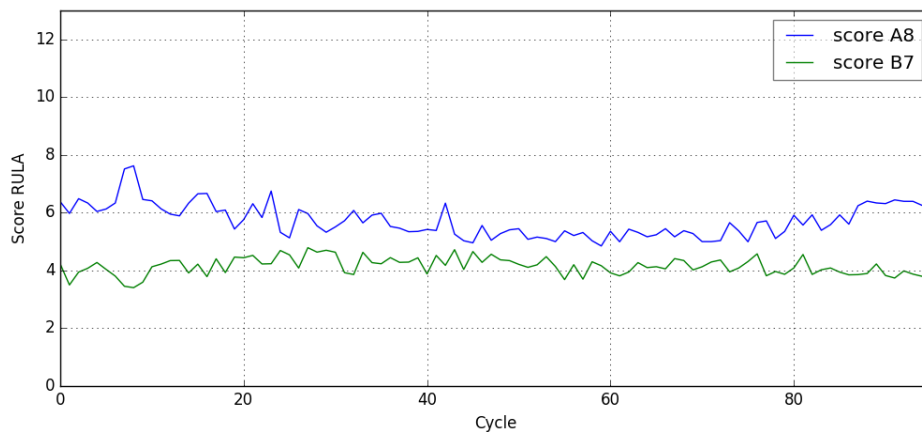


Fig. E.2 Scores RULA - sujet S1.

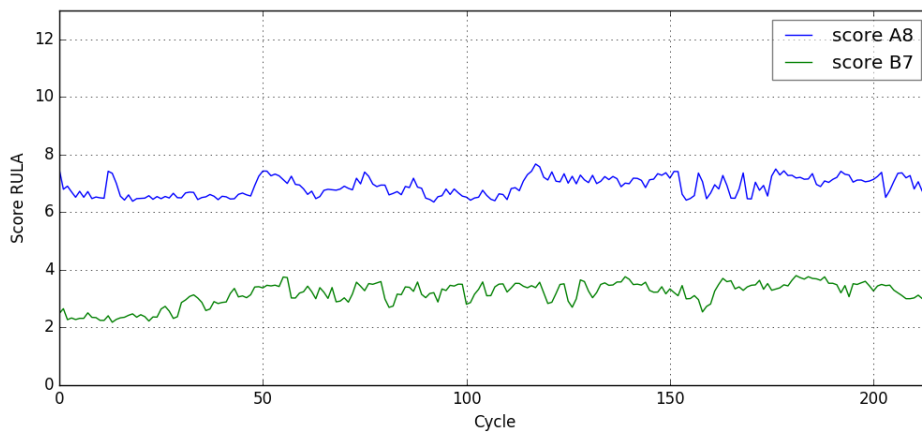


Fig. E.3 Scores RULA - sujet S2.

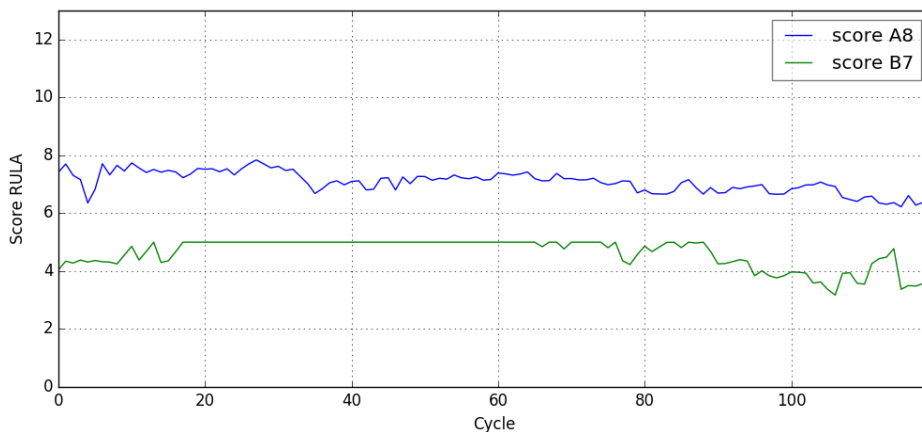


Fig. E.4 Scores RULA - sujet S3.

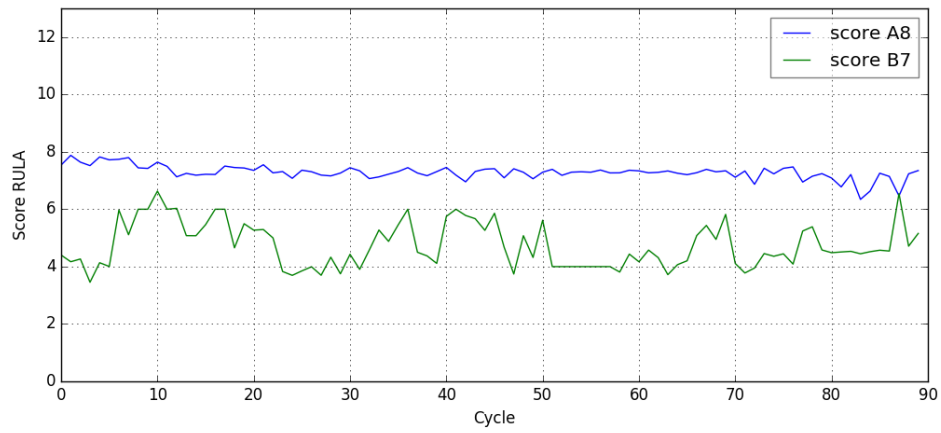


Fig. E.5 Scores RULA - sujet S4.

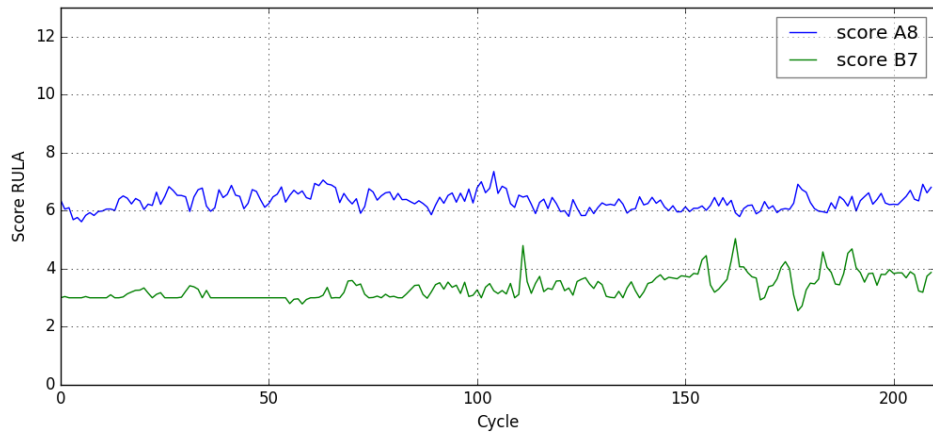


Fig. E.6 Scores RULA - sujet S6.

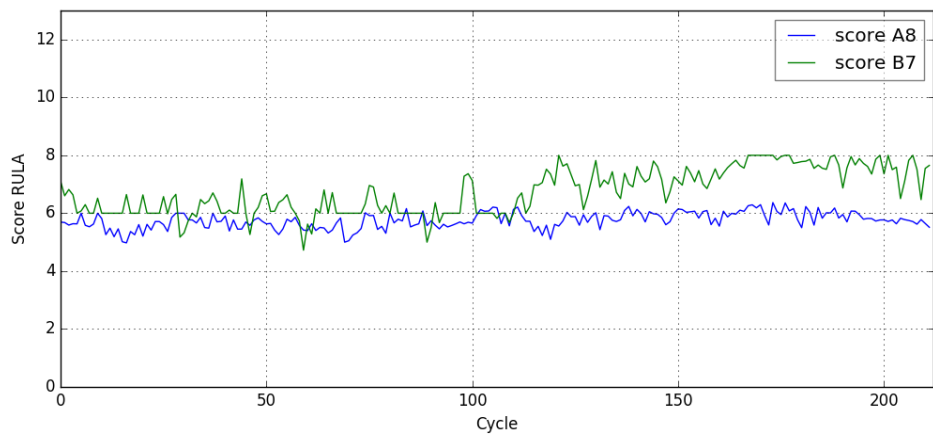


Fig. E.7 Scores RULA - sujet S7.

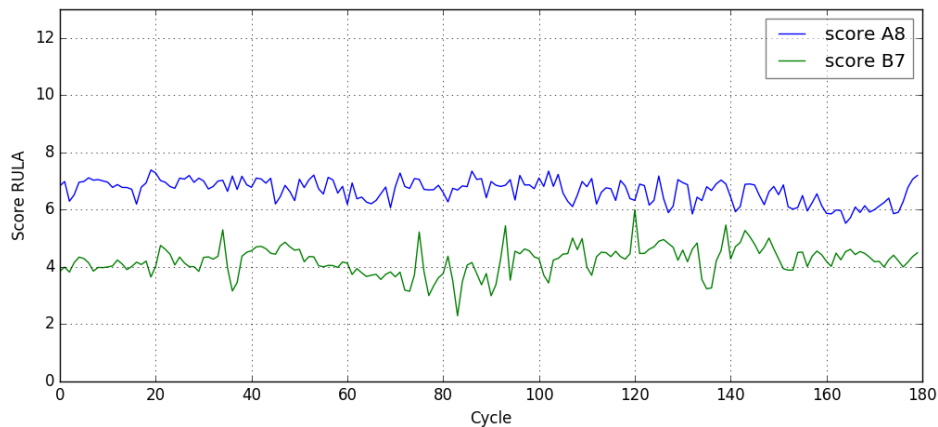


Fig. E.8 Scores RULA - sujet S8.

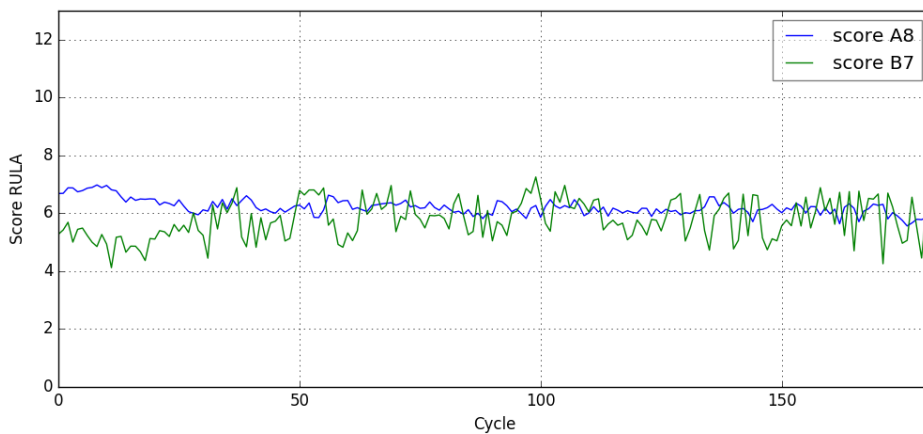


Fig. E.9 Scores RULA - sujet S9.

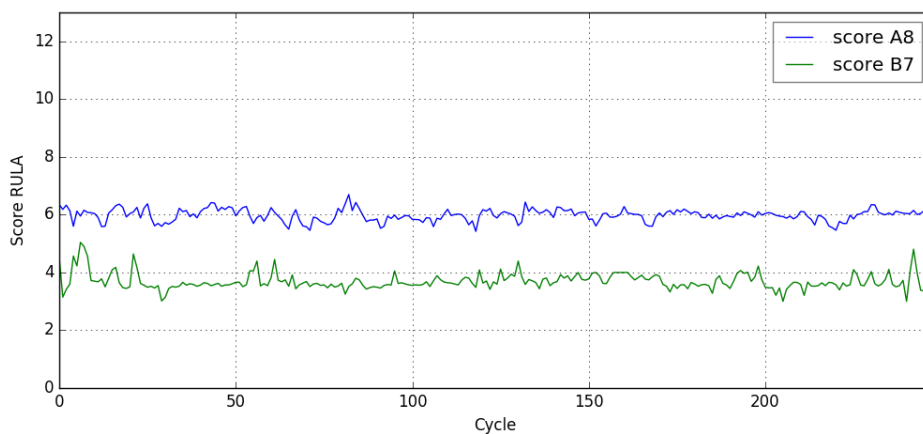


Fig. E.10 Scores RULA - sujet S10.



# Bibliographie

- [1] T.-c. FU, F.-l. CHUNG, R. LUK & C.-m. NG ; «Representing financial time series based on data point importance» ; Engineering Applications of Artificial Intelligence **21**, p. 277–300 (2008). [xiv](#), [110](#), [157](#), [158](#)
- [2] M. ZHU & A. GHODSI ; «Automatic dimensionality selection from the scree plot via the use of profile likelihood» ; Computational Statistics & Data Analysis **51**, p. 918–930 (2006). [xiv](#), [110](#), [158](#), [159](#)
- [3] G. PAHL & W. BEITZ ; «Engineering design : a systematic approach» ; NASA STI/Recon Technical Report A **89**, p. 398 (1988). [1](#)
- [4] H. MEERKAMM ; «Design for X - A core area of design methodology» ; Journal of Engineering Design **5**, p. 165–181 (1994). [1](#)
- [5] N. P. SUH ; *The principles of design* ; tome 990 (Oxford University Press New York) (1990). [1](#)
- [6] EUROPEAN UNION ; «Directive 2006/42/EC of the European Parliament and of the council of 17 May 2006 on machinery» ; (2006). [2](#)
- [7] NF EN 614-1 (2008) ; «Sécurité des machines - Principes ergonomiques de conception - Partie 1 : terminologie et principes généraux» ; Rapport technique ; Association Française de Normalisation ; La Plaine Saint-Denis (2008). [2](#), [4](#)
- [8] NF EN 614-2 (2009) ; «Sécurité des machines - Principes ergonomiques de conception - Partie 2 : interactions entre la conception des machines et les tâches du travail» ; Rapport technique ; Association Française de Normalisation ; La Plaine Saint-Denis (2009). [2](#)
- [9] I. FRASER ; «Guide to Application of the Machinery Directive 2006/42/EC (June 2010)» ; (2010) ; 2nd Edition. [2](#), [4](#)
- [10] L. CLAUDON, B. DAILLE-LEFÈVRE & J. MARSOT ; «La révolution du numérique : un atout pour concevoir des postes de travail plus sûrs» ; Hygiène et Sécurité au Travail (2008). [3](#), [75](#)
- [11] J. MARSOT ; «Prévention intégrée : quelles sont les pratiques des concepteurs de machines?» ; Hygiène et Sécurité au Travail (2015). [2](#)
- [12] L. MCATAMNEY & E. N. CORLETT ; «RULA : a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders» ; Applied ergonomics **24**, p. 91–99 (1993). [2](#), [177](#)

- [13] S. HIGNETT & L. MCATAMNEY; «Rapid Entire Body Assessment (REBA)»; *Applied Ergonomics* **31**, p. 201 – 205 (2000). ISSN 0003-6870. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003687099000393>. 2
- [14] E. OCCHIPINTI; «OCRA : a concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limbs»; *Ergonomics* **41**, p. 1290–1311 (1998). 2
- [15] K. SCHAUB, G. CARAGNANO, B. BRITZKE & R. BRUDER; «The European Assembly Worksheet»; *Theoretical Issues in Ergonomics Science* **14**, p. 616–639 (2013). <https://doi.org/10.1080/1463922X.2012.678283>; <https://doi.org/10.1080/1463922X.2012.678283>. 2
- [16] G. ANDREONI, M. MAZZOLA, O. CIANI, M. ZAMBETTI, M. ROMERO, F. COSTA & E. PREATONI; «Method for movement and gesture assessment (MMGA) in ergonomics»; dans «Digital Human Modeling», p. 591–598 (Springer) (2009). 2, 73
- [17] T. R. WATERS, V. PUTZ-ANDERSON, A. GARG & L. J. FINE; «Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks»; *Ergonomics* **36**, p. 749–776 (1993). 2
- [18] G. J. MICHELI & L. M. MARZORATI; «Beyond OCRA : Predictive UL-WMSD risk assessment for safe assembly design»; *International Journal of Industrial Ergonomics* **65**, p. 74–83 (2018). 2
- [19] J. THEUREAU & L. PINSKY; «Paradoxe de l'ergonomie de conception et logiciel informatique»; *Revue des conditions de travail* **9**, p. 25–31 (1984). 4
- [20] L. VAN BELLEGHEM; «La simulation de l'activité en conception ergonomique : acquis et perspectives»; *Activités* **15** (2018). 5, 6
- [21] NF EN 1005-4 (2005); «Sécurité des machines - Performance physique humaine - Partie 4 : évaluation des postures et mouvements lors du travail en relation avec les machines»; Rapport technique; Association Française de Normalisation; La Plaine Saint-Denis, France (2005). 6
- [22] NF EN ISO 15535 (2013); «Exigences générales pour la création de bases de données anthropométriques»; Rapport technique; Association Française de Normalisation; La Plaine Saint-Denis, France (2013). 6
- [23] NF EN ISO 15536-1 (2008); «Ergonomie - Mannequins informatisés et gabarits humains - Partie 1 : exigences générales»; Rapport technique; Association Française de Normalisation; La Plaine Saint-Denis, France (2008). 7
- [24] D. LÄMKULL, L. HANSON & R. ÖRTENGREN; «A comparative study of digital human modelling simulation results and their outcomes in reality : A case study within manual assembly of automobiles»; *International Journal of Industrial Ergonomics* **39**, p. 428–441 (2009). 7, 9
- [25] K. G. SCHAUB, J. MÜHLSTEDT, B. ILLMANN, S. BAUER, L. FRITZSCHE, T. WAGNER, A. C. BULLINGER-HOFFMANN & R. BRUDER; «Ergonomic assessment of automotive assembly tasks with digital human modelling and the 'ergonomics assessment worksheet'(EAWS)»; *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation* **3**, p. 398–426 (2012). 7
- [26] M. PEKARČÍKOVÁ, P. TREBUŇA, R. POPOVIČ & M. KLIMENT; «Utilization of the software product Tecnomatix Jack in optimizing of workin activities»; *International Scientific Journal about Simulation* **1**, p. 5–11 (2015). 7

- [27] V. G. DUFFY; *Digital Human Modeling. Applications in Health, Safety, Ergonomics, and Risk Management : Ergonomics and Design : 8th International Conference, DhM 2017, Held as Part of Hci International 2017, Vancouver, Bc, Canada, July 9-14, 2017, Proceedings*; tome 10286 (Springer) (2017). 7
- [28] I.-M. RHÉN, M. FORSMAN, R. ÖRTENGREN, D. HÖGBERG, A. KEYVANI, D. LÄMKULL & L. HANSON; «Ergonomic risk assessment in DHM tools employing motion data-exposure calculation and comparison to epidemiological reference data»; *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation* **6**, p. 31–64 (2018). 7
- [29] J. SAVIN; «Digital human manikins for work-task ergonomic assessment»; *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B : Journal of Engineering Manufacture* **225**, p. 1401–1409 (2011). 8
- [30] L. MA, W. ZHANG, B. HU, D. CHABLAT, F. BENNIS & F. GUILLAUME; «Determination of subject-specific muscle fatigue rates under static fatiguing operations»; *Ergonomics* **56**, p. 1889–1900 (2013). 8, 66
- [31] D. BROUILLETTE, G. THIVIERGE, D. MARCHAND & J. CHARLAND; «Preparative study regarding the implementation of a muscular fatigue model in a virtual task simulator»; *Work* **41**, p. 2216–2225 (2012). 8, 66
- [32] NF EN ISO 15536-2 (2007); «Ergonomie - Mannequins informatisés et gabarits humains - Partie 2 : vérification des fonctions et validation des dimensions pour les systèmes de mannequins informatisés»; *Rapport technique*; Association Française de Normalisation; La Plaine Saint-Denis, France (2013). 8, 84
- [33] D. LÄMKULL, L. HANSON & R. ÖRTENGREN; «The influence of virtual human model appearance on visual ergonomics posture evaluation»; *Applied Ergonomics* **38**, p. 713–722 (2007). 9
- [34] G. DE MAGISTRIS, A. MICAELLI, P. ÉVRARD, C. ANDRIOT, J. SAVIN, C. GAUDEZ & J. MARSOT; «Dynamic control of DHM for ergonomic assessments»; *International Journal of Industrial Ergonomics* **43**, p. 170–180 (2013). 9
- [35] P. MAURICE, Y. MEASSON, V. PADOIS & P. BIDAUD; «Assessment of physical exposure to musculoskeletal risks in collaborative robotics using dynamic simulation»; dans «Romansy 19–Robot Design, Dynamics and Control», p. 325–332 (Springer) (2013). 9
- [36] C. GAUDEZ, M. GILLES & J. SAVIN; «Intrinsic movement variability at work. How long is the path from motor control to design engineering?»; *Applied Ergonomics* **53, Part A**, p. 71 – 78 (2016). ISSN 0003-6870. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003687015300727>. 10, 17, 22, 23, 24
- [37] M. ZARE, J.-C. SAGOT & Y. ROQUELAURE; «Within and between Individual Variability of Exposure to Work-Related Musculoskeletal Disorder Risk Factors»; *International journal of environmental research and public health* **15**, p. 1003 (2018). 10, 19, 20, 21
- [38] J. SALINI; *Commande dynamique pour la coordination tâche/posture des humanoïdes : vers la synthèse d'activités complexes*; Thèse de doctorat; Université Pierre et Marie Curie (2012). 13, 80, 81, 82, 85



- [39] X. MERLHIOT, J. LE GARREC, G. SAUPIN & C. ANDRIOT; «The XDE mechanical kernel : Efficient and robust simulation of multibody dynamics with intermittent nonsmooth contacts»; dans «The 2nd Joint International Conference on Multibody System Dynamics», (2012). 13, 84
- [40] R. BARTLETT, J. WHEAT & M. ROBINS; «Is movement variability important for sports biomechanists?»; *Sports biomechanics* **6**, p. 224–243 (2007). 17, 25
- [41] A. BERTHOZ; *Le sens du mouvement* (Odile Jacob) (1997). 17
- [42] P. S. GLAZIER, J. S. WHEAT, D. L. PEASE & R. M. BARTLETT; *The Interface of Biomechanics and Motor Control : Dynamic Systems Theory and the Functional Role of Movement Variability*; chapitre 3, p. 49–72 (Human Kinetics) (2006). 17
- [43] T. LUGER, T. BOSCH, D. VEEGER & M. DE LOOZE; «The influence of task variation on manifestation of fatigue is ambiguous – a literature review»; *Ergonomics* **57**, p. 162–174 (2014). [dx.doi.org/10.1080/00140139.2014.885088](https://doi.org/10.1080/00140139.2014.885088); pMID : 24552472. 17, 21, 23
- [44] IEA (rédacteur); *Kinematic synergy in a real and a virtual simulated assembly task* (19th Triennial Congress of the International Ergonomics Association (IEA2015)) (2015). 17
- [45] M. LATASH, J. SCHOLZ & G. SCHÖNER; «Motor control strategies revealed in the structure of motor variability»; *Exerc. Sport Sci. Rev.* (2002). 17, 21
- [46] J. LEPLAT; «Les gestes dans l'activité en situation de travail»; *Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé (PISTE)* (2013)<http://http://pistes.revues.org/2951>. 18
- [47] J. LEPLAT & J. M. HOC; «Tâches et activité dans l'analyse psychologique des situations.»; *Cahiers de Psychologie Cognitive* p. 50–63 (1983). 18
- [48] L. CLAUDON & J. MARSOT; «Prise en compte de l'ergonomie lors de l'utilisation de systèmes de temps prédéterminés—état de l'art et perspectives»; *Hygiène et sécurité du travail* p. 41 (2009)ND 2320. 18, 19, 87
- [49] C. GAUDEZ, P. WILD & A. AUBLET-CUVELIER; «A better way of fitting clips? A comparative study with respect to physical workload»; *Applied ergonomics* **51**, p. 236–243 (2015). 19
- [50] D. DELIGNIÈRES; *Manuel de Psychologie du Sport, Tome 1*; chapitre Difficulté de la tâche et performance (J. La Rue & H. Ripoll) (2004). 19
- [51] S. E. MATHIASSEN; «Diversity and variation in biomechanical exposure : What is it, and why would we like to know?»; *Applied Ergonomics* **37**, p. 419 – 427 (2006)ISSN 0003-6870; special Issue : Meeting Diversity in Ergonomics. 20
- [52] K. M. NEWELL & D. M. CORCOS; *Variability and motor control* (Human Kinetics) (1993). 21
- [53] P. TERRIER & Y. SCHUTZ; «Variability of gait patterns during unconstrained walking assessed by satellite positioning (GPS)»; *European Journal of Applied Physiology* **90**, p. 554–561 (2003). ISSN 1439-6327. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-003-0906-3>. 21

- [54] N. STERGIU & L. M. DECKER; «Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology : Is there a connection?» ; *Human Movement Science* **30**, p. 869 – 888 (2011){EWOMS} 2009 : The European Workshop on Movement Science. 21, 23, 33
- [55] A. DINIZ, M. L. WIJNANTS, K. TORRE, J. BARREIROS, N. CRATO, A. M. BOSMAN, F. HASSELMAN, R. F. COX, G. C. V. ORDEN & D. DELIGNIÈRES; «Contemporary theories of 1/f noise in motor control»; *Human Movement Science* **30**, p. 889 – 905 (2011). ISSN 0167-9457. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945710001004>; {EWOMS} 2009 : The European Workshop on Movement Science. 21, 34
- [56] N. A. BERNSTEIN; «The coordination and regulation of movement»; (1967). 21
- [57] B. PRILUTSKY & V. ZATSIORSKY; «Optimization-based models of muscle coordination»; *Exercise and Sport Sciences Reviews* **30**, p. 32–38 (2002). ISSN 0091-6331. 21
- [58] C. A. LUCIDI & S. L. LEHMAN; «Adaptation to fatigue of long duration in human wrist movements»; *Journal of Applied Physiology* **73**, p. 2596–2603 (1992). 21
- [59] A. G. FELDMAN & M. F. LEVIN; «The origin and use of positional frames of reference in motor control»; *Behavioral and brain sciences* **18**, p. 723–744 (1995). 21
- [60] E. TODOROV; «Optimality principles in sensorimotor control»; *Nature neuroscience* **7**, p. 907 (2004). 21
- [61] S. IVALDI, O. SIGAUD, B. BERRET & F. NORI; «From humans to humanoids : the optimal control framework»; *Paladyn, Journal of Behavioral Robotics* **3**, p. 75–91 (2012). 21, 79, 80
- [62] P. MORASSO & F. MUSSA-IVALDI; «Trajectory formation and handwriting : A computational model»; *Biological cybernetics* **45**, p. 131–142 (1982). 22
- [63] J. P. SCHOLZ & G. SCHÖNER; «The uncontrolled manifold concept : identifying control variables for a functional task»; *Experimental brain research* **126**, p. 289–306 (1999). 22, 23
- [64] M. M. CHURCHLAND, A. AFSHAR & K. V. SHENOY; «A central source of movement variability»; *Neuron* **52**, p. 1085–1096 (2006). ISSN 0896-6273. 22
- [65] R. J. VAN BEERS, P. HAGGARD & D. M. WOLPERT; «The role of execution noise in movement variability»; *Journal of neurophysiology* **91**, p. 1050–1063 (2004). 23, 24
- [66] L. P. SELEN, P. J. BEEK & J. H. VAN DIEEN; «Impedance is modulated to meet accuracy demands during goal-directed arm movements»; *Experimental Brain Research* **172**, p. 129–138 (2006). 23
- [67] Y. SHI & C. BUNEO; «Movement variability resulting from different noise sources : A simulation study»; *Human movement science* **31**, p. 772–790 (2012). 23, 24
- [68] R. BARTLETT; *Introduction to sports biomechanics* (E & FN Spon London) (1997). 23
- [69] P. O'DONOGHUE; *Research methods for sports performance analysis* (Routledge) (2009). 23
- [70] J. P. SCHOLZ, G. SCHÖNER & M. L. LATASH; «Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting»; *Experimental brain research* **135**, p. 382–404 (2000). 23

- [71] M. L. LATASH; «The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy)»; *Experimental brain research* **217**, p. 1–5 (2012). 23
- [72] H. MÜLLER & D. STERNAD; «Decomposition of variability in the execution of goal-oriented tasks : three components of skill improvement.»; *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance* **30**, p. 212 (2004). 23
- [73] J. P. CUSUMANO & P. CESARI; «Body-goal variability mapping in an aiming task»; *Biological cybernetics* **94**, p. 367–379 (2006). 23
- [74] D. H. GATES & J. B. DINGWELL; «The effects of neuromuscular fatigue on task performance during repetitive goal-directed movements»; *Experimental Brain Research* **187**, p. 573–585 (2008). 23, 38, 40, 53, 118
- [75] R. A. SCHMIDT, H. ZELAZNIK, B. HAWKINS, J. S. FRANK & J. T. J. QUINN; «Motor-output variability : a theory for the accuracy of rapid motor acts»; *Psychological review* (1979). 24
- [76] T. BOSCH, S. E. MATHIASSEN, B. VISSER, M. d. LOOZE & J. v. DIEËN; «The effect of work pace on workload, motor variability and fatigue during simulated light assembly work»; *Ergonomics* **54**, p. 154–168 (2011). 24
- [77] D. SRINIVASAN, A. SAMANI, S. E. MATHIASSEN & P. MADELEINE; «The size and structure of arm movement variability decreased with work pace in a standardised repetitive precision task»; *Ergonomics* **58**, p. 128–139 (2015). 24
- [78] D. SRINIVASAN & S. E. MATHIASSEN; «Motor variability in occupational health and performance»; *Clinical Biomechanics* **27**, p. 979 – 993 (2012). ISSN 0268-0033. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003312001817>. 24, 25, 35, 91
- [79] J. SANDLUND, D. SRINIVASAN, M. HEIDEN & S. E. MATHIASSEN; «Differences in motor variability among individuals performing a standardized short-cycle manual task»; *Human movement science* **51**, p. 17–26 (2017). 24, 25, 31
- [80] D. SRINIVASAN, T. RUDOLFSSON & S. E. MATHIASSEN; «Between-and within-subject variance of motor variability metrics in females performing repetitive upper-extremity precision work»; *Journal of Electromyography and Kinesiology* **25**, p. 121–129 (2015). 24, 25, 115, 140
- [81] E. PREATONI, J. HAMILL, A. J. HARRISON, K. HAYES, R. E. VAN EMMERIK, C. WILSON & R. RODANO; «Movement variability and skills monitoring in sports»; *Sports Biomechanics* **12**, p. 69–92 (2013). 25
- [82] D. SRINIVASAN & S. E. MATHIASSEN; «Motor variability - an important issue in occupational life»; *Work-A journal of prevention assessment & rehabilitation* **41**, p. 2527–2534 (2012). ISSN 1051-9815. 25
- [83] D. H. GATES & J. B. DINGWELL; «The effects of muscle fatigue and movement height on movement stability and variability»; *Experimental Brain Research* **209**, p. 525–536 (2011). ISSN 0014-4819. 25, 38, 53, 61
- [84] M. HAGBERG; «The amplitude distribution of surface EMG in static and intermittent static muscular performance»; *European journal of applied physiology and occupational physiology* **40**, p. 265–272 (1979). 25

- [85] C. GAUDEZ, D. BAILLEUL, J. GILLES, Martine A. and Savin, L. CLAUDON & W. PASCAL; «Study of between-subject and within-subject variability of electromyography data and its intrinsic determinants for clip fitting tasks»; *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics (JOSE)* **in press** (2019). 25, 32
- [86] J. F. HAFER & K. A. BOYER; «Variability of segment coordination using a vector coding technique : reliability analysis for treadmill walking and running»; *Gait & posture* **51**, p. 222–227 (2017). 26
- [87] A. ROSS; «Procrustes analysis»; Course report, Department of Computer Science and Engineering, University of South Carolina (2004). 26
- [88] S.-L. CHIU; *Assessing Inter-joint Coordination during Walking*; Thèse de doctorat; University of Oregon (2012). 28, 29
- [89] J. HAMILL, J. HADDAD & W. MCDERMOTT; «Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective»; *Journal of Applied Biomechanics* **16**, p. 407–418 (2000)ISSN 1065-8483; Annual Meeting American-College-of-Sports-Medicine, INDIANAPOLIS, INDIANA, JUN, 2000. 26
- [90] R. BURGESS-LIMERICK, B. ABERNETHY & R. J. NEAL; «Relative phase quantifies interjoint coordination»; *Journal of Biomechanics* **26**, p. 91 – 94 (1993). ISSN 0021-9290. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/002192909390617N>. 28
- [91] T. HEIN, T. SCHMELTZPFENNING, I. KRAUSS, C. MAIWALD, T. HORSTMANN & S. GRAU; «Using the variability of continuous relative phase as a measure to discriminate between healthy and injured runners»; *Human Movement Science* **31**, p. 683 – 694 (2012). ISSN 0167-9457. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S016794571100114X>. 28
- [92] D. CAZZOLA, G. PAVEI & E. PREATONI; «Can coordination variability identify performance factors and skill level in competitive sport? The case of race walking»; *Journal of Sport and Health Science* **5**, p. 35 – 43 (2016). ISSN 2095-2546. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2095254616000144>. 28
- [93] A. K. GALGON & P. A. SHEWOKIS; «Using Mean Absolute Relative Phase, Deviation Phase and Point-Estimation Relative Phase to Measure Postural Coordination in a Serial Reaching Task»; *Journal of Sports Science and Medicine* **15**, p. 131–141 (2016)ISSN 1303-2968. 28
- [94] A. GOSWAMI; «A new gait parameterization technique by means of cyclogram moments : Application to human slope walking»; *Gait & Posture* **8**, p. 15–36 (1998). 28, 30
- [95] R. A. NEEDHAM, R. NAEMI & N. CHOCKALINGAM; «A new coordination pattern classification to assess gait kinematics when utilising a modified vector coding technique»; *Journal of biomechanics* **48**, p. 3506–3511 (2015). 28
- [96] R. CHANG, R. V. EMMERIK & J. HAMILL; «Quantifying rearfoot–forefoot coordination in human walking»; *Journal of Biomechanics* **41**, p. 3101 – 3105 (2008). ISSN 0021-9290. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929008003709>. 30

- [97] L. AWAI & A. CURT ; «Intralimb coordination as a sensitive indicator of motor-control impairment after spinal cord injury» ; *Frontiers in human neuroscience* **8**, p. 148 (2014). 29
- [98] C. FRIGO, P. CRENNNA & L. JENSEN ; «Moment-angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities» ; *Journal of Electromyography and Kinesiology* **6**, p. 177–190 (1996). 29
- [99] S. WU & Y. F. LI ; «Motion trajectory reproduction from generalized signature description» ; *Pattern Recognition* **43**, p. 204–221 (2010). 30
- [100] F. PARK ; «Shape Descriptor / Feature Extraction Techniques» ; [https://www.math.uci.edu/icamp/summer/research\\_11/park/shape\\_descriptors\\_survey\\_part2.pdf](https://www.math.uci.edu/icamp/summer/research_11/park/shape_descriptors_survey_part2.pdf) (2011) ; accessed : 2018-10-15. 30
- [101] L. A. DiBERARDINO, J. D. POLK, K. S. ROSENGREN, J. B. SPENCER-SMITH & E. T. HSIAO-WECKSLER ; «Quantifying complexity and variability in phase portraits of gait» ; *Clinical Biomechanics* **25**, p. 552–556 (2010). 31
- [102] A. DAFFERTSHOFER, C. J. LAMOTH, O. G. MEIJER & P. J. BEEK ; «PCA in studying coordination and variability : a tutorial» ; *Clinical biomechanics* **19**, p. 415–428 (2004). 31, 145
- [103] J. C. COWLEY & D. H. GATES ; «Inter-joint coordination changes during and after muscle fatigue» ; *Human Movement Science* **56**, p. 109 – 118 (2017). ISSN 0167-9457. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945716303128>. 31, 41, 97
- [104] S. N. KUKKE, L. A. CURATALO, A. C. DE CAMPOS, M. HALLETT, K. E. ALTER & D. L. DAMIANO ; «Coordination of reach-to-grasp kinematics in individuals with childhood-onset dystonia due to hemiplegic cerebral palsy» ; *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **24**, p. 582–590 (2016). 32, 116, 146
- [105] R. MIN ; «Motion Interpretation and Synthesis by ICA» ; Page Web. [ftp://www.cs.toronto.edu/public\\_html/cs/ftp/public\\_html/pub/cuty/bin/report.pdf](ftp://www.cs.toronto.edu/public_html/cs/ftp/public_html/pub/cuty/bin/report.pdf). 32
- [106] Y. CAO, A. SHAPIRO, P. FALOUTSOS & F. PIGHIN ; «Motion editing with independent component analysis» ; *Visual Computer* **2** (2007). 32
- [107] R. CHOWDHURY, M. REAZ, M. ALI, A. BAKAR, K. CHELLAPPAN & T. CHANG ; «Surface electromyography signal processing and classification techniques» ; *Sensors* **13**, p. 12 431–12 466 (2013). 32
- [108] N. A. TURPIN, A. GUEVEL, S. DURAND & F. HUG ; «Fatigue-related adaptations in muscle coordination during a cyclic exercise in humans» ; *Journal of Experimental Biology* **214**, p. 3305–3313 (2011). ISSN 0022-0949. 33, 58
- [109] N. MATSUNAGA, A. IMAI & K. KANEOKA ; «Comparison of muscle synergies before and after 10 minutes of running» ; *Journal of physical therapy science* **29**, p. 1242–1246 (2017). 33, 58
- [110] C.-K. PENG, S. HAVLIN, H. E. STANLEY & A. L. GOLDBERGER ; «Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series» ; *Chaos : An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science* **5**, p. 82–87 (1995). 33
- [111] A. PHINYOMARK, P. PHUKPATTARANONT, C. LIMSAKUL & M. PHOTHISONOTHAI ; «Electromyography (EMG) signal classification based on detrended fluctuation analysis» ; *Fluctuation and Noise Letters* **10**, p. 281–301 (2011). 34

- [112] K. JORDAN, J. H. CHALLIS & K. M. NEWELL; «Walking speed influences on gait cycle variability»; *Gait & posture* **26**, p. 128–134 (2007). 34
- [113] S. A. MEARDON, J. HAMILL & T. R. DERRICK; «Running injury and stride time variability over a prolonged run»; *Gait & Posture* **33**, p. 36 – 40 (2011). ISSN 0966-6362. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636210002717>. 34
- [114] Y. NAKAYAMA, K. KUDO & T. OHTSUKI; «Variability and fluctuation in running gait cycle of trained runners and non-runners»; *Gait & Posture* **31**, p. 331 – 335 (2010). ISSN 0966-6362. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636209006845>. 34
- [115] E. A. F. IHLEN & B. VEREIJKEN; «Identifying Multiplicative Interactions Between Temporal Scales of Human Movement Variability»; *Annals of Biomedical Engineering* **41**, p. 1635–1645 (2013). ISSN 1573-9686. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0724-z>. 34
- [116] S. M. PINCUS; «Approximate entropy as a measure of system complexity.»; *Proceedings of the National Academy of Sciences* **88**, p. 2297–2301 (1991). 35
- [117] J. S. RICHMAN & J. R. MOORMAN; «Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy»; *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology* **278**, p. H2039–H2049 (2000). 35
- [118] J. E. DEFFEYES, R. T. HARBOURNE, S. L. DEJONG, A. KYVELIDOU, W. A. STUBERG & N. STERGIU; «Use of information entropy measures of sitting postural sway to quantify developmental delay in infants»; *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **6**, p. 34 (2009). 35
- [119] S. AYDIN, H. M. SARAOĞLU & S. KARA; «Log Energy Entropy-Based EEG Classification with Multilayer Neural Networks in Seizure»; *Annals of Biomedical Engineering* **37**, p. 2626 (2009). ISSN 1573-9686. <https://doi.org/10.1007/s10439-009-9795-x>. 35
- [120] N. MARWAN, M. C. ROMANO, M. THIEL & J. KURTHS; «Recurrence plots for the analysis of complex systems»; *Physics reports* **438**, p. 237–329 (2007). 35
- [121] G. E. BOX & G. M. JENKINS; *Time series analysis : forecasting and control, revised ed* (Holden-Day) (1976). 36
- [122] D. DELIGNIERES; «Séries temporelles – Modèles ARIMA»; <https://didierdelignieresblog.files.wordpress.com/2016/03/arimacomplet.pdf> (2000); accessed : 2018-10-18. 37
- [123] C. A. SIMS; «Macroeconomics and reality»; *Econometrica : Journal of the Econometric Society* p. 1–48 (1980). 37
- [124] R. F. ENGLE; «Autoregressive conditional heteroscedasticity with estimates of the variance of United Kingdom inflation»; *Econometrica : Journal of the Econometric Society* p. 987–1007 (1982). 37
- [125] B. KARLIK; «Machine learning algorithms for characterization of EMG signals»; *International Journal of Information and Electronics Engineering* **4**, p. 189 (2014). 37
- [126] D. DELIGNIÈRES & K. TORRE; «Fractal dynamics of human gait : a reassessment of the 1996 data of Hausdorff et al.»; *Journal of Applied Physiology* **106**, p. 1272–1279 (2009). 37

- [127] S. L. WINTER & J. H. CHALLIS; «Classifying the variability in impact and active peak vertical ground reaction forces during running using DFA and ARFIMA models»; *Human movement science* **51**, p. 153–160 (2017). 37
- [128] D. MACISAAC, P. A. PARKER & R. N. SCOTT; «The short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions»; *Journal of Electromyography and Kinesiology* **11**, p. 439 – 449 (2001). ISSN 1050-6411. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641101000219>. 37
- [129] S. K. CHOWDHURY, A. D. NIMBARTE, M. JARIDI & R. C. CREESE; «Discrete wavelet transform analysis of surface electromyography for the fatigue assessment of neck and shoulder muscles»; *Journal of Electromyography and Kinesiology* **23**, p. 995 – 1003 (2013). ISSN 1050-6411. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641113001120>. 37
- [130] N. FORESTIER & V. NOUGIER; «The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human»; *Neuroscience Letters* **252**, p. 187–190 (1998). ISSN 0304-3940. 38, 39, 41
- [131] A.-F. HUFFENUS & N. FORESTIER; «Effects of fatigue of elbow extensor muscles voluntarily induced and induced by electromyostimulation on multi-joint movement organization»; *Neuroscience Letters* **403**, p. 109–113 (2006). ISSN 0304-3940. 38, 52
- [132] A. HUFFENUS, D. AMARANTINI & N. FORESTIER; «Effects of distal and proximal arm muscles fatigue on multi-joint movement organization»; *Experimental Brain Research* **170**, p. 438–447 (2006). ISSN 0014-4819. 38, 53
- [133] J. N. CÔTÉ, P. A. MATHIEU, M. F. LEVIN & A. G. FELDMAN; «Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing»; *Experimental Brain Research* **146**, p. 394–398 (2002). ISSN 1432-1106. <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-002-1186-6>. 39
- [134] J. R. FULLER, K. V. LOMOND, J. FUNG & J. N. CÔTÉ; «Posture-movement changes following repetitive motion-induced shoulder muscle fatigue»; *Journal of Electromyography and Kinesiology* **19**, p. 1043 – 1052 (2009). ISSN 1050-6411. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641108001570>. 39, 40, 52, 53, 59, 101
- [135] K. V. LOMOND & J. N. CÔTÉ; «Differences in posture–movement changes induced by repetitive arm motion in healthy and shoulder-injured individuals»; *Clinical Biomechanics* **26**, p. 123–129 (2011). 39, 40
- [136] J. R. FULLER, J. FUNG & J. N. CÔTÉ; «Time-dependent adaptations to posture and movement characteristics during the development of repetitive reaching induced fatigue»; *Experimental brain research* **211**, p. 133–143 (2011). 39, 40
- [137] K. EMERY & J. N. CÔTÉ; «Repetitive arm motion-induced fatigue affects shoulder but not endpoint position sense»; *Experimental brain research* **216**, p. 553–564 (2012). 39, 41, 101, 125
- [138] L. FEDOROWICH, K. EMERY, B. GERVAZI & J. N. CÔTÉ; «Gender differences in neck/shoulder muscular patterns in response to repetitive motion induced fatigue»; *Journal of Electromyography and Kinesiology* **23**, p. 1183–1189 (2013). 39, 101

- [139] H. CANTÚ, K. EMERY & J. N. CÔTÉ; «Effects of additional external weight on posture and movement adaptations to fatigue induced by a repetitive pointing task»; *Human movement science* **35**, p. 1–16 (2014). 39, 40
- [140] C. YANG, J. BOUFFARD, D. SRINIVASAN, S. GHAYOURMANESH, H. CANTÚ, M. BEGON & J. N. CÔTÉ; «Changes in movement variability and task performance during a fatiguing repetitive pointing task»; *Journal of biomechanics* (2018). 39, 40, 115
- [141] J. C. COWLEY & D. H. GATES; «Proximal and distal muscle fatigue differentially affect movement coordination»; *PloS one* **12**, p. e0172835 (2017). 41, 42, 104
- [142] R. ABEL, R. RUPP & D. SUTHERLAND; «Quantifying the variability of a complex motor task specifically studying the gait of dyskinetic CP children»; *Gait & posture* **17**, p. 50–58 (2003). 43
- [143] A. HILL; «The heat of shortening and the dynamic constants of muscle»; *Proceedings of the Royal Society of London B : Biological Sciences* **126**, p. 136–195 (1938). 47
- [144] F. E. ZAJAC; «Muscle and tendon Properties models scaling and application to biomechanics and motor»; *Critical reviews in biomedical engineering* **17**, p. 359–411 (1989). 49
- [145] M. GÜNTHER, S. SCHMITT & V. WANK; «High-frequency oscillations as a consequence of neglected serial damping in Hill-type muscle models»; *Biological Cybernetics* **97**, p. 63–79 (2007). 49
- [146] D. G. THELEN; «Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults»; *Journal of biomechanical engineering* **125**, p. 70–77 (2003). 49
- [147] M. MILLARD, T. UCHIDA, A. SETH & S. L. DELP; «Flexing computational muscle : modeling and simulation of musculotendon dynamics»; *Journal of biomechanical engineering* **135**, p. 021005 (2013). 49
- [148] P. KONRAD; «The abc of emg»; *A practical introduction to kinesiological electromyography* **1**, p. 30–35 (2005). 50, 55
- [149] D. R. ROGERS & D. T. MACISAAC; «A comparison of EMG-based muscle fatigue assessments during dynamic contractions»; *Journal of Electromyography and Kinesiology* **23**, p. 1004 – 1011 (2013). ISSN 1050-6411. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641113001193>. 50, 54, 57, 98
- [150] M. CIFREK, V. MEDVED, S. TONKOVIĆ & S. OSTOJIĆ; «Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics»; *Clinical Biomechanics* **24**, p. 327 – 340 (2009). ISSN 0268-0033. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003309000254>. 50, 54, 55, 57, 58
- [151] D. FARINA; «Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions»; *Exercise and sport sciences reviews* **34**, p. 121–127 (2006). 50, 54
- [152] D. FARINA, R. MERLETTI & R. M. ENOKA; «The extraction of neural strategies from the surface EMG : an update»; *Journal of Applied Physiology* **117**, p. 1215–1230 (2014). 50
- [153] A. MOSSO; «Les lois de la fatigue étudiées dans les muscles de l’homme»; *Archives italiennes de biologie* **13**, p. 123–186 (1890). 51



- [154] A. MOSSO ; *La fatigue intellectuelle et physique* (Baillière) (1894). 51
- [155] M. J. JOYNER ; «Fatigue : Where Did We Come from and How Did We Get Here?» ; *Medicine and science in sports and exercise* **48**, p. 2224–2227 (2016). 51, 59
- [156] N. K. VOLLESTAD ; «Measurement of human muscle fatigue» ; *Journal of Neuroscience Methods* **74**, p. 219 – 227 (1997). ISSN 0165-0270. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0165027097022516>. 51
- [157] R. MERLETTI, P. A. PARKER & P. J. PARKER ; *Electromyography : physiology, engineering, and non-invasive applications* ; tome 11 (John Wiley & Sons) (2004). 51
- [158] R. M. ENOKA & J. DUCHATEAU ; «Translating fatigue to human performance» ; *Medicine and science in sports and exercise* **48**, p. 2228 (2016). 51, 52
- [159] F. MONJO, R. TERRIER & N. FORESTIER ; «Muscle fatigue as an investigative tool in motor control : A review with new insights on internal models and posture-movement coordination» ; *Human Movement Science* **44**, p. 225–233 (2015). ISSN 0167-9457. 52
- [160] A. GARG, K. HEGMANN, B. SCHWOERER & J. KAPELLUSCH ; «The effect of maximum voluntary contraction on endurance times for the shoulder girdle» ; *International Journal of Industrial Ergonomics* **30**, p. 103 – 113 (2002). ISSN 0169-8141. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169814102000781>. 53, 63, 71
- [161] K. DESBROSSES ; *Dépendance de la fatigue à la longueur musculaire : approche mécanique et neurophysiologique* ; Thèse de doctorat ; Université de Bourgogne (2006). 53, 54
- [162] B. K. BARRY & R. M. ENOKA ; «The neurobiology of muscle fatigue : 15 years later» ; *Integrative and comparative biology* **47**, p. 465–473 (2007). 53
- [163] E. RASHEDI & M. A. NUSSBAUM ; «Cycle time influences the development of muscle fatigue at low to moderate levels of intermittent muscle contraction» ; *Journal of Electromyography and Kinesiology* **28**, p. 37–45 (2016). 53
- [164] J. KING & M. MATTISON ; «An Exploration of the Effects of Cycle Time and Force Variations on Muscle Fatigue during Submaximal Intermittent Isometric Exertions» ; *Ergonomics SA* **29**, p. 36–54 (2017). 53
- [165] R. M. ENOKA & J. DUCHATEAU ; «Muscle fatigue : what, why and how it influences muscle function» ; *The Journal of physiology* **586**, p. 11–23 (2008). 53, 98
- [166] J. B. DINGWELL, J. E. JOUBERT, F. DIEFENTHAELER, J. D. TRINITY *et al.* ; «Changes in muscle activity and kinematics of highly trained cyclists during fatigue» ; *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **55**, p. 2666–2674 (2008). 53
- [167] C. DE LUCA ; «Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans.» ; *Critical reviews in biomedical engineering* **11**, p. 251–279 (1984). 54
- [168] A. LUTTMANN, M. JAGER & W. LAURIG ; «Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies» ; *International Journal of Industrial Ergonomics* **25**, p. 645–660 (2000). ISSN 0169-8141. 54, 55
- [169] G. V. DIMITROV, T. I. ARABADZHIEV, K. N. MILEVA, J. L. BOWTELL, N. CRICHTON & N. A. DIMITROVA ; «Muscle fatigue during dynamic contractions assessed by new spectral indices» ; *Medicine and science in sports and exercise* **38**, p. 1971 (2006). 56

- [170] H. DONG, I. UGALDE, N. FIGUEROA & A. EL SADDIK ; «Towards whole body fatigue assessment of human movement : A fatigue-tracking system based on combined semg and accelerometer signals» ; *Sensors* **14**, p. 2052–2070 (2014). 56, 61, 62
- [171] C. HUANG, X. CHEN, S. CAO & X. ZHANG ; «Muscle-tendon units localization and activation level analysis based on high-density surface EMG array and NMF algorithm» ; *Journal of neural engineering* **13**, p. 066 001 (2016). 58
- [172] E. J. RECHY-RAMIREZ & H. HU ; «Stages for Developing Control Systems using EMG and EEG signals : A survey» ; *School of Computer Science and Electronic Engineering, University of Essex* p. 1744–8050 (2011). 58
- [173] J. CUSUMANO & D. CHELIDZE ; «Phase space warping» ; dans «IUTAM symposium on chaotic dynamics and control of systems and processes in mechanics», p. 183–192 (Springer) (2005). 58
- [174] D. B. SEGALA, D. H. GATES, J. B. DINGWELL & D. CHELIDZE ; «Nonlinear smooth orthogonal decomposition of kinematic features of sawing reconstructs muscle fatigue evolution as indicated by electromyography» ; *Journal of biomechanical engineering* **133**, p. 031 009 (2011). 59
- [175] M. SONG, D. B. SEGALA, J. B. DINGWELL & D. CHELIDZE ; «Slow-time changes in human EMG muscle fatigue states are fully represented in movement kinematics» ; *Journal of biomechanical engineering* **131**, p. 021 004 (2009). 59
- [176] M. R. AL-MULLA, F. SEPULVEDA & M. COLLEY ; «A review of non-invasive techniques to detect and predict localised muscle fatigue» ; *Sensors* **11**, p. 3545–3594 (2011). 59, 60
- [177] J. MEYER ; «Évaluation subjective de la charge de travail - utilisation des échelles de Borg» ; *Références en Santé au Travail* **TM33**, p. 105–122 (2014). 59, 60, 61, 63
- [178] A. DEDERING, G. NEMETH & K. HARMS-RINGDAHL ; «Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back» ; *CLINICAL BIOMECHANICS* **14**, p. 103–111 (1999). ISSN 0268-0033. 59
- [179] J. N. CÔTÉ, A. G. FELDMAN, P. A. MATHIEU & M. F. LEVIN ; «Effects of fatigue on intermuscular coordination during repetitive hammering» ; *Motor Control* **12**, p. 79–92 (2008). 59
- [180] E. RASHEDI & M. A. NUSSBAUM ; «A review of occupationally–relevant models of localised muscle fatigue» ; *International journal of human factors modelling and simulation* **5**, p. 61–80 (2015). 62, 69, 70
- [181] K. EL AHRACHE, D. IMBEAU & B. FARBOS ; «Percentile values for determining maximum endurance times for static muscular work» ; *International Journal of Industrial Ergonomics* **36**, p. 99–108 (2006). ISSN 0169-8141. 62, 63, 64
- [182] J. DING, A. WEXLER & S. BINDER-MACLEOD ; «A predictive model of fatigue in human skeletal muscles» ; *Journal of Applied Physiology* **89**, p. 1322–1332 (2000)ISSN 8750-7587. 62
- [183] M. BÖL, H. STARK & N. SCHILLING ; «On a phenomenological model for fatigue effects in skeletal muscles» ; *Journal of Theoretical Biology* **281**, p. 122–132 (2011). ISSN 0022-5193. 62

- [184] W. ROHMERT ; «Determination of the recovery pause for static work of man» ; Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie, einschliesslich Arbeitsphysiologie **18**, p. 123–164 (1960). 63
- [185] J. FREUND & E. TAKALA ; «A dynamic model of the forearm including fatigue» ; *Journal of Biomechanics* **34**, p. 597–605 (2001). ISSN 0021-9290. 63
- [186] J. LIU, R. BROWN & G. YUE ; «A dynamical model of muscle activation, fatigue, and recovery» ; *Biophysical Journal* **82**, p. 2344–2359 (2002)ISSN 0006-3495. 63, 65
- [187] L. MA, D. CHABLAT, F. BENNIS & W. ZHANG ; «A new simple dynamic muscle fatigue model and its validation» ; *International Journal of Industrial Ergonomics* **39**, p. 211–220 (2009). ISSN 0169-8141. 66
- [188] L. MA, D. CHABLAT, F. BENNIS, W. ZHANG & F. GUILLAUME ; «A new muscle fatigue and recovery model and its ergonomics application in human simulation» ; *Virtual and Physical Prototyping* **5**, p. 123–137 (2010). 66
- [189] L. MA, D. CHABLAT, F. BENNIS, W. ZHANG, B. HU & F. GUILLAUME ; «A novel approach for determining fatigue resistances of different muscle groups in static cases» ; *International Journal of Industrial Ergonomics* **41**, p. 10–18 (2011). ISSN 0169-8141. 66
- [190] J. CHANG, D. CHABLAT, F. BENNIS & L. MA ; «Muscle Fatigue Analysis Using OpenSim» ; dans «International Conference on Digital Human Modeling and Applications in Health, Safety, Ergonomics and Risk Management», p. 95–106 (Springer) (2017). 66
- [191] T. XIA & L. A. FREY-LAW ; «A theoretical approach for modeling peripheral muscle fatigue and recovery» ; *Journal of Biomechanics* **41**, p. 3046–3052 (2008). ISSN 0021-9290. 66
- [192] L. A. FREY-LAW, J. M. LOOFT & J. HEITSMAN ; «A three-compartment muscle fatigue model accurately predicts joint-specific maximum endurance times for sustained isometric tasks» ; *Journal of Biomechanics* **45**, p. 1803–1808 (2012). ISSN 0021-9290. 67, 68, 69, 89
- [193] M. T. SILVA, A. F. PEREIRA & J. M. MARTINS ; «An efficient muscle fatigue model for forward and inverse dynamic analysis of human movements» ; dans MCPHEE, J AND KOVECSSES, J (rédacteur), «IUTAM SYMPOSIUM ON HUMAN BODY DYNAMICS», , *Procedia IUTAM*, tome 2p. 262–274 (Int Union Theoret & Appl Mech (IUTAM)) (2011) ; ISSN 2210-9838. 68
- [194] A. RAJAGOPAL & J. YONG ; «Design of a Fatigable Muscle» ; <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Design+of+a+Fatigable+Muscle> (2013) ; accessed : 2018-12-06. 68
- [195] L. A. FREY-LAW & K. G. AVIN ; «Endurance time is joint-specific : A modelling and meta-analysis investigation» ; *Ergonomics* **53**, p. 109–129 (2010). 68
- [196] J. M. LOOFT ; *Adaptation and Validation of an analytical localized Muscle Fatigue Model for Workplace Tasks* ; Thèse de doctorat ; University of Iowa (2014). 68, 70
- [197] E. RASHEDI & M. A. NUSSBAUM ; «Mathematical models of localized muscle fatigue : sensitivity analysis and assessment of two occupationally-relevant models» ; *PloS one* **10**, p. e0143872 (2015). 69

- [198] L. A. FREY-LAW, A. LAAKE, K. G. AVIN, J. HEITSMAN, T. MARLER & K. ABDEL-MALEK ; «Knee and Elbow 3D Strength Surfaces : Peak Torque-Angle-Velocity Relationships» ; *Journal of Applied Biomechanics* **28**, p. 726–737 (2012). 71, 142
- [199] L. LANNERSTEN, K. HARMS-RINGDAHL, K. SCHÜLDT, J. EKHOLM, STOCKHOLM MUSIC 1 STUDY GROUP *et al.* ; «Isometric strength in flexors, abductors, and external rotators of the shoulder» ; *Clinical Biomechanics* **8**, p. 235–242 (1993). 71, 89, 102, 106
- [200] L. J. ASKEW, K.-N. AN, B. F. MORREY & E. CHAO ; «Isometric elbow strength in normal individuals.» ; *Clinical orthopaedics and related research* p. 261–266 (1987). 71, 89
- [201] D. B. CHAFFIN ; «Human motion simulation for vehicle and workplace design» ; *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries* **17**, p. 475–484 (2007). 73, 78
- [202] F. MULTON & R. BOULIC ; «Avatar et humain virtuel interactif» ; dans «Le traité de la réalité virtuelle - Volume 5 : les humains virtuels», chapitre 2, p. 19–39 (Presse des Mines) (2009). 75, 79
- [203] F. MULTON ; *Analyse, modélisation et simulation du mouvement humain* ; Thèse de doctorat ; Université Rennes 1 (2006). 75
- [204] D. B. CHAFFIN ; «A computerized biomechanical model—development of and use in studying gross body actions» ; *Journal of biomechanics* **2**, p. 429–441 (1969). 75
- [205] D. B. CHAFFIN ; «Digital human modeling for workspace design» ; *Reviews of human factors and ergonomics* **4**, p. 41–74 (2008). 75
- [206] C. ANDRIOT, F. GUILLAUME, J. SAVIN & T. VOILLEQUIN ; «L’humain virtuel dans l’usine numérique» ; dans «Le traité de la réalité virtuelle - Volume 5 : les humains virtuels», chapitre 15, p. 327–353 (Presse des Mines) (2009). 75
- [207] G. DE MAGISTRIS ; *Étude et conception de la commande de mannequins virtuels dynamiques pour l’évaluation ergonomique des postes de travail* ; Thèse de doctorat ; Université Pierre et Marie Curie (2013). 75, 79, 80, 81, 85, 88
- [208] E. POIRSON & M. DELANGLE ; «Comparative analysis of human modeling tools» ; dans «International Digital Human Modeling Symposium», (2013). 75
- [209] P. MAURICE ; *Virtual ergonomics for the design of collaborative robots* ; Thèse de doctorat ; Université Pierre et Marie Curie - Paris VI (2015). <https://hal.archives-ouvertes.fr/tel-01171482>. 75, 80, 81, 82, 85, 87
- [210] T. CAPORASO, G. DI GIRONIMO, A. TARALLO, G. DE MARTINO, M. DI LUDOVICO & A. LANZOTTI ; «Digital human models for gait analysis : experimental validation of static force analysis tools under dynamic conditions» ; dans «Advances on Mechanics, Design Engineering and Manufacturing», p. 479–488 (Springer) (2017). 75
- [211] L. HANSON, D. HÖGBERG, R. BOHLIN & J. CARLSON ; «IMMA—intelligently moving manikins—project status 2011» ; dans «Proceedings of the 1st International Symposium on Digital Human Modeling», p. 1–5 (2011). 76
- [212] L. HANSON, D. HÖGBERG & M. SÖDERHOLM ; «Digital test assembly of truck parts with the IMMA-tool-an illustrative case» ; *Work* **41**, p. 2248–2252 (2012). 76

- [213] G. PAUL & W. C. LEE; «Interfacing Jack and anybody : towards anthropometric musculoskeletal digital human modeling»; dans «1st International Symposium on Digital Human Modelling», (Université Claude Bernard, Lyon) (2011). <https://eprints.qut.edu.au/49085/>. 76
- [214] M. PETERS, E. QUADRAT, A. NOLTE, A. WOLF, J. MIEHLING, S. WARTZACK, W. LEIDHOLDT, S. BAUER, L. FRITZSCHE & S. WISCHNIEWSKI; «Biomechanical Digital Human Models : Chances and Challenges to Expand Ergonomic Evaluation»; dans «International Conference on Human Systems Engineering and Design : Future Trends and Applications», p. 885–890 (Springer) (2018). 76
- [215] J. CHANG; *The Risk Assessment of Work-related Musculoskeletal Disorders based on OpenSim*; Thèse de doctorat; École centrale de Nantes (2018). <https://hal.archives-ouvertes.fr/tel-01969371/document>. 76, 143
- [216] P. PLANTARD, A. MULLER, C. PONTONNIER, G. DUMONT, H. P. SHUM & F. MULTON; «Inverse dynamics based on occlusion-resistant Kinect data : Is it usable for ergonomics?»; *International Journal of Industrial Ergonomics* **61**, p. 71 – 80 (2017). ISSN 0169-8141. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169814117302688>. 76
- [217] M. A. PEREZ & M. A. NUSSBAUM; «A neural network model for predicting postures during non-repetitive manual materials handling tasks»; *Ergonomics* **51**, p. 1549–1564 (2008). 78
- [218] L. FRITZSCHE, R. JENDRUSCH, W. LEIDHOLDT, S. BAUER, T. JÄCKEL & A. PIRGER; «Introducing ema (Editor for Manual Work Activities)-A New Tool for Enhancing Accuracy and Efficiency of Human Simulations in Digital Production Planning»; dans «Digital Human Modeling», p. 272–281 (Springer) (2011). 78
- [219] F. MULTON, R. KULPA & B. BIDEAU; «MKM : a global framework for animating humans in virtual reality applications»; *Presence : Teleoperators and Virtual Environments* **17**, p. 17–28 (2008). 78
- [220] E. CHATEAUROUX, X. WANG & J. TRASBOT; «A database of ingress/egress motions of elderly people»; Rapport technique; SAE Technical Paper (2007). 78
- [221] G. MONNIER, X. WANG & J. TRASBOT; «RPx : A motion simulation tool for car interior design»; Editor : Vincent G. Duffy, Publisher : Taylor & Francis Group (2008). 78
- [222] L. KOVAR, M. GLEICHER & F. PIGHIN; «Motion graphs»; dans «ACM SIGGRAPH 2008 classes», p. 51 (ACM) (2008). 78
- [223] M. LAU & J. J. KUFFNER; «Behavior planning for character animation»; dans «Proceedings of the 2005 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation», p. 271–280 (ACM) (2005). 78
- [224] P. M. FITTS; «The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement.»; *Journal of experimental psychology* **47**, p. 381 (1954). 79
- [225] K. ABDEL-MALEK & J. S. ARORA; *Human Motion Simulation : Predictive Dynamics* (Academic Press) (2013). 79
- [226] F. MULTON, J.-L. VERCHER & D. FRÉDÉRIC; «Ce que nous apprennent les sciences du mouvement»; dans «Le traité de la réalité virtuelle - Volume 5 : les humains virtuels», chapitre 6, p. 113–136 (Presses des Mines) (2009). 79, 174

- [227] A. IBANEZ, P. BIDAUD & V. PADOIS; «Optimization-Based Control Approaches to Humanoid Balancing»; *Humanoid Robotics : A Reference* p. 1–27 (2016). 79
- [228] L. SENTIS & O. KHATIB; «Synthesis of whole-body behaviors through hierarchical control of behavioral primitives»; *International Journal of Humanoid Robotics* **2**, p. 505–518 (2005). 80
- [229] M. CHARBONNEAU, V. MODUGNO, F. NORI, G. ORIOLO, D. PUCCI & S. IVALDI; «Learning robust task priorities of QP-based whole-body torque-controllers»; dans «IEEE/RAS Int. Conference on Humanoid Robotics (HUMANOIDS)», (2017). 80
- [230] M. LIU; *Personnage virtuel : contrôleur hybride couplant commande dynamique multi-objectifs et mouvements capturés*; Thèse de doctorat; Paris 6 (2012). 80, 85
- [231] A. JAIN, J. TOMPSON, Y. LECUN & C. BREGLER; «MoDeep : A Deep Learning Framework Using Motion Features for Human Pose Estimation»; dans D. CREMERS, I. REID, H. SAITO & M.-H. YANG (rédacteurs), «Computer Vision – ACCV 2014», p. 302–315 (Springer International Publishing) (2015); ISBN 978-3-319-16808-1. 81
- [232] J. YANG, M. N. NGUYEN, P. P. SAN, X. L. LI & S. KRISHNASWAMY; «Deep convolutional neural networks on multichannel time series for human activity recognition»; dans «Twenty-Fourth International Joint Conference on Artificial Intelligence», (2015). 81
- [233] D. HOLDEN, J. SAITO & T. KOMURA; «A Deep Learning Framework for Character Motion Synthesis and Editing»; *ACM Trans. Graph.* **35**, p. 138:1–138:11 (2016). ISSN 0730-0301. <http://doi.acm.org/10.1145/2897824.2925975>. 81
- [234] M. BATAINEH, T. MARLER, K. ABDEL-MALEK & J. ARORA; «Neural network for dynamic human motion prediction»; *Expert Systems with Applications* **48**, p. 26–34 (2016). 81
- [235] W. SI, S.-H. LEE, E. SIFAKIS & D. TERZOPOULOS; «Realistic biomechanical simulation and control of human swimming»; *ACM Transactions on Graphics (TOG)* **34**, p. 10 (2014). 81
- [236] M. NAKADA & D. TERZOPOULOS; «Deep learning of neuromuscular control for biomechanical human animation»; dans «International Symposium on Visual Computing», p. 339–348 (Springer) (2015). 81
- [237] M. NAKADA, T. ZHOU, H. CHEN, T. WEISS & D. TERZOPOULOS; «Deep learning of biomimetic sensorimotor control for biomechanical human animation»; *ACM Transactions on Graphics (TOG)* **37**, p. 56 (2018). 81
- [238] G. ZÜLCH; «Evaluating Human Work in the Digital Factory-A New German Guideline»; dans «IFIP International Conference on Advances in Production Management Systems», p. 35–42 (Springer) (2014). 81
- [239] G. WU, S. SIEGLER, P. ALLARD, C. KIRTLEY, A. LEARDINI, D. ROSENBAUM, M. WHITTLE, D. D. D’LIMA, L. CRISTOFOLINI, H. WITTE, O. SCHMID & I. STOKES; «{ISB} recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I : ankle, hip, and spine»; *Journal of Biomechanics* **35**, p. 543 – 548 (2002). <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929001002226>. 84

- [240] G. WU, F. C. VAN DER HELM, H. D. VEEGER, M. MAKHSOUS, P. V. ROY, C. ANGLIN, J. NAGELS, A. R. KARDUNA, K. MCQUADE, X. WANG, F. W. WERNER & B. BUCHHOLZ; «{ISB} recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II : shoulder, elbow, wrist and hand»; *Journal of Biomechanics* **38**, p. 981 – 992 (2005). ISSN 0021-9290. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002192900400301X>. 84
- [241] NF EN ISO 7250-1 (2017); «Définitions des mesures de base du corps humain pour la conception technologique - Partie 1 : définitions des mesures du corps et repères - Définitions des mesures de base du corps humain pour la conception technologique»; Rapport technique; Association Française de Normalisation; La Plaine Saint-Denis, France (2017). 84
- [242] C. COLLETTE; *Commande dynamique d'humains virtuels : équilibre robuste et gestion des tâches*; Thèse de doctorat; Université Pierre et Marie Curie (2009). 85
- [243] D. MANSOUR; *Balance control of virtual manikins in perturbed environments*; Thèse de doctorat; Université Pierre et Marie Curie (2013). 85
- [244] C. COLLETTE, A. MICAELLI, C. ANDRIOT & P. LEMERLE; «Dynamic balance control of humanoids for multiple grasps and non coplanar frictional contacts»; dans «2007 7th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots», p. 81–88 (IEEE) (2007). 86
- [245] NF EN 1005-5 (2007); «Sécurité des machines - Performance physique humaine - Partie 5 : appréciation du risque relatif à la manutention répétitive à fréquence élevée»; Rapport technique; Association Française de Normalisation; La Plaine Saint-Denis (2007). 87, 91
- [246] P. MORASSO; «Spatial control of arm movements»; *Experimental brain research* **42**, p. 223–227 (1981). 88
- [247] I. RODRIGUEZ, R. BOULIC & D. MEZIAT; «A joint-level model of fatigue for the postural control of virtual humans»; dans «Proc. of the 5th Int. Conference " Human and Computer" HC02», VRLAB-CONF-2007-040 (2002). 88
- [248] R. LOBER, V. PADOIS & O. SIGAUD; «Variance modulated task prioritization in whole-body control»; dans «Intelligent Robots and Systems (IROS), 2015 IEEE/RSJ International Conference on», p. 3944–3949 (IEEE) (2015). 93
- [249] H. HERMENS & B. FRERIKS; «The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography : a proposal for sensor placement procedures»; SENIAM Project. Roessingh Research and Development bv, Enschede p. 1–154 (1997). 99
- [250] D. SRINIVASAN, K. E. SINDEN, S. E. MATHIASSEN & J. N. CÔTÉ; «Gender differences in fatigability and muscle activity responses to a short-cycle repetitive task»; *European journal of applied physiology* **116**, p. 2357–2365 (2016). 107
- [251] L. A. KALLENBERG, E. SCHULTE, C. DISSELHORST-KLUG & H. J. HERMENS; «Myoelectric manifestations of fatigue at low contraction levels in subjects with and without chronic pain»; *Journal of Electromyography and Kinesiology* **17**, p. 264 – 274 (2007). ISSN 1050-6411. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641106000678>. 107

- [252] J. CHEN, R. WANG, L. LIU & J. SONG ; «Clustering of trajectories based on Hausdorff distance» ; dans «2011 International Conference on Electronics, Communications and Control (ICECC)», p. 1940–1944 (IEEE) (2011). 125
- [253] G. DE MAGISTRIS, A. MICAELLI, J. SAVIN, C. GAUDEZ & J. MARSOT ; «Dynamic digital human model for ergonomic assessment based on human-like behaviour and requiring a reduced set of data for a simulation» ; dans «Second International Digital Human Model Symposium», (2013). 125
- [254] J. N. HODDER, N. J. LA DELFA & J. R. POTVIN ; «Testing the assumption in ergonomics software that overall shoulder strength can be accurately calculated by treating orthopedic axes as independent» ; *Journal of Electromyography and Kinesiology* **29**, p. 50–54 (2016). 142
- [255] D. G. THELEN & F. C. ANDERSON ; «Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data» ; *Journal of biomechanics* **39**, p. 1107–1115 (2006). 143
- [256] M. CHARBONNEAU, V. MODUGNO, F. NORI, G. ORIOLO, D. PUCCI & S. IVALDI ; «Learning robust task priorities of QP-based whole-body torque-controllers» ; dans «2018 IEEE-RAS 18th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)», p. 1–9 (IEEE) (2018). 143
- [257] F. HARLÉ ; *Détection de ruptures multiples dans des séries temporelles multivariées : application à l'inférence de réseaux de dépendance* ; Thèse de doctorat ; Grenoble Alpes (2016). 144
- [258] R. DRILLIS, R. CONTINI & M. MAURICE BLUESTEIN ; «Body segment parameters1» ; *Artificial limbs* p. 44 (1966). 173
- [259] V. ZATSIORSKY & V. SELUYANOV ; «Mass-inertia characteristics of human body segments and their relationship with anthropometric parameters» ; *Voprosy Anthropologii (Probl Anthropol)* **62**, p. 91–103 (1979). 173
- [260] R. DUMAS, L. CHEZE & J.-P. VERRIEST ; «Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters» ; *Journal of biomechanics* **40**, p. 543–553 (2007). 174







---

**Sujet : Simulation de la variabilité du mouvement induite par la fatigue musculaire pour la conception ergonomique de postes de travail**

---

**Résumé :** Tout mouvement humain présente une variabilité inter- et intra-individuelle. Cette variabilité du mouvement (VM) concerne les trajectoires, les coordinations, les forces motrices et les activations musculaires. Pourtant, à ce jour, la VM est quasiment ignorée en conception de postes de travail et il n'existe pas d'outil permettant de la simuler. L'objectif de ces travaux a donc été de développer un humain virtuel (HV) permettant de simuler les effets d'une source de VM (la fatigue musculaire) sur une tâche de référence (mouvement répétitif de pointage). Un contrôleur d'HV a été développé. Basé sur le modèle de fatigue de Xia et Frey-Law, il implémente des commandes conçues pour simuler certains effets de la fatigue (limitation des efforts, transfert de l'activité motrice, réduction des performances de suivi de trajectoire). L'actionnement de l'HV est calculé par optimisation quadratique à l'aide d'un moteur physique de simulation dynamique. Des données de mouvement ont été analysées pour identifier la VM induite par la fatigue lors de l'activité de pointage, et valider les commandes d'HV proposées. Une campagne de mesures a été menée en laboratoire. Une analyse en composantes principales (ACP) des données cinématiques a permis d'identifier les degrés de liberté impliqués dans la VM et détecter les transitions d'adaptation du mouvement à la fatigue. Le démonstrateur d'HV restitue certaines caractéristiques de la VM observée. Des améliorations de l'HV sont proposées, mais celui-ci permet déjà de sensibiliser les concepteurs à l'intégration de la VM dans la démarche de prévention dès les premières phases de conception de postes de travail.

(1662 caractères, espaces inclus)

**Mots clés :** Variabilité du mouvement, humain virtuel, fatigue musculaire, ergonomie, conception de poste de travail, prévention des risques professionnels

---

**Subject : Simulation of movement variability induced by muscle fatigue for ergonomic workstations design**

---

**Abstract:** Every human movement presents an inter- and intra-individual variability. This variability of movement (MV) affects trajectories, coordinations, motor forces as well as muscular activations. However, to date, MV is almost ignored in the workstations design and there is no means to simulate it. The objective of this work was therefore to develop a virtual human (VH) to simulate the effects of one source of VM (muscle fatigue) on a reference task (a repetitive pointing task). A VH controller has been developed. Based on Xia and Frey-Law muscle fatigue model by, it implements controls designed to simulate some effects of muscle fatigue (exertion limitation, transfer of motor activity, reduction of trajectory tracking performance). The actuation of the VH is calculated by quadratic optimization using a dynamic simulation physics engine. Movement data was analyzed to identify fatigue-induced MV during the pointing activity, and to validate the proposed VH controls. An laboratory experiment has been carried out. Principal component analysis (PCA) of kinematic data identified the degrees of freedom involved in the VM and detected transitions of movement patterns with fatigue. This VH demonstrator simulates some characteristics of the MV observed. Improvements of the HV are proposed, however it can already be used to make designers more aware of effects of the VM in occupational risks prevention from the first steps of workstations design.

(1452 chars, spaces included)

**Keywords :** Movement variability,digital human model,muscle fatigue, ergonomics, workstation design, occupational risks prevention