



HAL
open science

Simulation de mouvement humain sur postes de travail pour le diagnostic et l'aide à la conception

Valentin Hue

► **To cite this version:**

Valentin Hue. Simulation de mouvement humain sur postes de travail pour le diagnostic et l'aide à la conception. Automatique / Robotique. Institut National Polytechnique de Toulouse - INPT, 2008. Français. NNT : 2008INPT015H . tel-00652790

HAL Id: tel-00652790

<https://theses.hal.science/tel-00652790>

Submitted on 16 Dec 2011

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

En vue de l'obtention du

DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par : Université Toulouse III - Paul Sabatier

Discipline ou spécialité : Systèmes Automatiques

Présentée et soutenue par VALENTIN HUE

Le 15 Octobre 2008

Titre : SIMULATION DE MOUVEMENT HUMAIN SUR POSTES DE TRAVAIL
POUR LE DIAGNOSTIC ET L'AIDE À LA CONCEPTION

Jury :

Mr BIDAUD Philippe	Professeur à l'Université Pierre et Marie Curie de Paris - HDR	Rapporteur
Mr DANIELLOU François	Professeur à l'Université Victor Segalen de Bordeaux - HDR	Rapporteur
Mr SOUERES Philippe	Directeur de Recherche au LAAS du CNRS de Toulouse - HDR	Examinateur
Mr PADOIS Vincent	Maître de Conférences à l'Université Pierre et Marie Curie de Paris	Examinateur
Mr FOURQUET Jean-Yves	Professeur à l'ENI de Tarbes - HDR	Directeur de thèse
Mme CHIRON Pascale	Maître de Conférences à l'ENI de Tarbes	Directrice de thèse
Mr HOURRIEZ Guy	Ingénieur Conseil à la CRAM Midi-Pyrénées	Invité

Ecole doctorale : EDSYS

Unité de recherche : LGP - ENIT

Directeurs de thèse : FOURQUET Jean-Yves et CHIRON Pascale

Remerciements

Les travaux présentés dans ce mémoire ont été réalisés au sein de l'équipe Production Automatisée (PA) du Laboratoire Génie de Production (LGP) de l'Ecole Nationale d'Ingénieurs de Tarbes (ENIT).

Je tiens en premier lieu à exprimer ma très profonde reconnaissance à mes encadrants, Pascale Chiron (Maître de Conférences à l'ENI de Tarbes) et Jean-Yves Fourquet (Professeur à l'ENI de Tarbes). Merci à Jean-Yves pour son implication, sa patience, sa vision et ses convictions scientifiques qui ont permis d'enrichir mes travaux. Je lui suis également reconnaissant d'avoir initié et porté ce projet. Merci à Pascale pour sa capacité d'écoute, son implication, sa disponibilité et sa gentillesse dont j'ai bénéficié durant ces 4 années. Qu'ils trouvent en ces quelques mots l'expression de ma profonde gratitude et reconnaissance. En effet, grâce à leurs qualités humaines remarquables et leur complémentarité, je suis pleinement satisfait de l'encadrement dont j'ai bénéficié durant ma thèse.

Je remercie l'ensemble des membres de mon jury pour leurs remarques pertinentes et leurs questions constructives : Philippe Souères (Directeur de Recherche au LAAS CNRS de Toulouse) d'avoir accepté de présider ce jury, Philippe Bidaud (Professeur à l'Université Pierre et Marie Curie de Paris) et François Daniellou (Professeur à l'Université Victor Segalen de Bordeaux) d'avoir accepté de rapporter mon mémoire de thèse, Vincent Padois (Maître de Conférences à l'Université Pierre et Marie Curie de Paris) et Guy Hourriez (Ingénieur Conseil à la CRAM Midi-Pyrénées) d'avoir accepté de participer à ce jury.

Je remercie également toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont participé et contribué à l'élaboration de ce projet : une pensée toute particulière pour Vincent pour m'avoir initié à GDHE et pour ses précieux conseils en début de thèse et Nicolas pour son aide lors des essais expérimentaux, ainsi qu'aux différents Masters Recherche et stagiaires de l'ENIT qui ont, certains plus que d'autres, apporté leurs contributions à mes travaux. Je remercie également Henriette, Cécile et Eliane (secrétariat du LGP), Chantal Barutau (bibliothèque), Pascal Maffre (audiovisuel) et Serge Ducos (reprographie) pour les multiples services rendus.

Je ne peux oublier tout mes acolytes (sans faute de frappe ...) de thésards avec qui j'ai commencé : Benoît (mon collègue de bureau durant ces 4 ans...), Alexandre (mon SAV Linux), Roberta, Vincent, François, Toufik et tous les autres. Merci pour leur sympathie et tous ces bons moments passés ensemble. Une pensée aux "anciens" croisés en début de thèse (mentions spéciales pour Holy, Eric et Simon) pour leurs conseils plein de sagesse, et bon courage à tous ceux qui n'ont pas fini (Marina, Frédéric, Benji, Polo, Adrien et tous les autres).

Merci également à tous les footex du mercredi soir et les fragueurs du midi pour ces bons moments de détente.

Enfin, je remercie ma famille, mes amis et mes proches pour leur soutien durant ces 4 années.

Merci à tous ...

Table des matières

Introduction	13
1 Problématique	15
1.1 Contexte et objectifs	16
1.1.1 Un constat : l'explosion des TMS au travail	16
1.1.2 Méthodes et outils utilisés pour l'évaluation des postes de travail	18
1.1.2.1 Évaluation de risque de TMS	19
1.1.2.2 Mannequins numériques et PLM	20
1.1.2.3 Évaluation de temps de cycle	24
1.1.2.4 Normes	25
1.1.2.5 Conclusions	26
1.1.3 Cadre de nos travaux	26
1.2 Techniques d'animations	29
1.2.1 Acquisition de mouvement	29
1.2.1.1 Systèmes d'acquisition opto-électronique	30
1.2.1.2 Systèmes d'acquisition mécaniques	30
1.2.1.3 Systèmes d'acquisition magnétiques	31
1.2.1.4 Mélange (ou blending) et adaptation de mouvements capturés	32
1.2.1.5 Conclusions	33
1.2.2 Méthodes de génération automatique de mouvement	34
1.2.2.1 Méthodes d'animation à base de modèle cinématique	34
1.2.2.2 Méthodes d'animation à base de modèle dynamique	36
1.2.3 Conclusions	37
1.3 Conclusions	37
2 Modélisation	39
2.1 Tâche et posture	40
2.1.1 Situation d'un corps	40
2.1.2 Posture et configuration	42
2.2 Modélisation de la tâche	42
2.2.1 Nature des consignes	42
2.2.2 Nature des séquences : données d'entrée	43

2.2.3	Données de sorties	43
2.3	Modélisation de l'humain	44
2.3.1	Rappels anatomiques et physiologie articulaire	44
2.3.1.1	Position anatomique et plans de référence	44
2.3.1.2	Le buste	45
2.3.1.3	La clavicule et l'épaule	45
2.3.1.4	Le coude	47
2.3.1.5	Le poignet	47
2.3.1.6	Le cou	47
2.3.2	Valeurs anthropométriques	50
2.3.3	Butées articulaires	51
2.3.4	Masses et paramètres inertiels	52
2.3.5	Choix d'un modèle : hypothèses simplificatrices	52
2.3.5.1	Contexte général	52
2.3.5.2	Choix d'un modèle articulaire	53
2.3.6	Structure géométrique du mannequin	55
2.4	De la tâche à la posture : modèles et redondance	56
2.5	Conclusions	59
3	Analyse du mouvement humain	61
3.1	État de l'art du mouvement humain	62
3.1.1	Trajectoires de la main dans l'espace cartésien	63
3.1.2	Profils temporels de la main dans l'espace cartésien	64
3.1.3	Évolution des différentes variables articulaires dans l'espace cartésien	65
3.1.4	Couplage entre les liaisons	66
3.1.5	Synthèse	67
3.2	Optimisation de critère pour la génération de mouvement	70
3.2.1	Problème d'optimisation sans contraintes	70
3.2.2	Solutions à minimum jerk	71
3.2.3	Analyse	73
3.3	Résultats expérimentaux	74
3.3.1	Sujets et dispositif expérimental	74
3.3.2	Traitement des données	75
3.3.3	Mouvements dans le plan vertical	76
3.3.3.1	Trajectoire de la main dans l'espace cartésien et influence de l'orientation finale	76
3.3.3.2	Étude de la trajectoire de la main dans l'espace cartésien pour une posture initiale bras tendu	80
3.3.4	Mouvements dans le plan horizontal	83
3.4	Conclusions	87

4	Génération de mouvements automatiques	89
4.1	Invariants du mouvement humain et mise en œuvre	90
4.2	Modèles cinématiques	91
4.2.1	Suivi de trajectoire et modélisation cinématique	91
4.2.2	Calcul du MCD	92
4.2.3	Modèle cinématique inverse	94
4.2.3.1	Redondance et inversion généralisée	94
4.2.3.2	Solutions de norme minimales, pseudo-inverse(s)	95
4.2.3.3	Tâches secondaires	96
4.3	Manipulabilité, conditionnement et singularités	98
4.4	Configurations singulières, inversion et régularisation	101
4.4.1	Réglage de la Régularisation	102
4.4.2	Régularisation et/ou filtrage	105
4.4.2.1	Régularisation et filtrage	105
4.4.2.2	Filtrage complet	105
4.4.3	Troncature et modification de la consigne	107
4.4.4	Méthodes de régularisation au voisinage de singularités : illustration	108
4.5	Stratégies de génération de mouvements humains	111
4.5.1	Évitement de butées articulaires et posture de référence	111
4.5.1.1	Potentiel répulsif	111
4.5.1.2	Potentiel attractif	112
4.5.2	Sollicitation des liaisons et zone atteignable	115
4.5.2.1	Pondération par des poids fixes	115
4.5.2.2	Pondération par des poids dynamiques	116
4.5.2.3	Résultats et analyses	116
4.5.3	Digression sur les efforts statiques	119
4.5.4	Consigne initiale et modification de trajectoire dans l'espace cartésien	121
4.5.5	Stratégies de réglage	122
4.5.6	Configuration et direction de consigne	122
4.5.7	Déclenchement et pondération	122
4.6	Conclusions	123
5	Simulations & résultats	125
5.1	Synthèse et analyse de mouvements tests	126
5.1.1	Mouvement dans le plan vertical : bras tendu en posture initiale	127
5.1.1.1	Schéma de filtrage déclenchant sur J	127
5.1.1.2	Schéma de filtrage déclenchant sur \tilde{J}	132
5.1.2	Mouvements dans le plan horizontal	135
5.1.2.1	Schéma de filtrage déclenchant sur J	137
5.1.2.2	Schéma de filtrage déclenchant sur \tilde{J}	142

5.1.2.3	Conclusions	146
5.1.3	Mouvement dans le plan vertical : bras plié en posture initiale	147
5.1.4	Conclusions	152
5.2	OLARGE-TMS	154
5.2.1	Logiciels utilisés	154
5.2.2	Structure de la solution logicielle	155
5.2.2.1	Saisie des entrées	156
5.2.2.2	Traitements des données	157
5.2.2.3	Visualisation des sorties	157
5.3	Exemple de simulation	157
5.3.1	Poste d'assemblage de filtre automobile	158
5.4	Conclusions	162
	Conclusion	163
	Bibliographie	167
	Annexes	185

Table des figures

1.1	Facteurs de déclenchement des TMS	18
1.2	Zones confort INRS pour les articulations de l'épaule, du coude, du poignet et du cou	21
1.3	Exemple de poste de travail industriel décomposé en séquence de points de passage	27
1.4	Système de capture optique Vicon	31
1.5	Capture mécanique grâce à un exosquelette de la gamme Gypsy de Animazoo	32
1.6	Système de capture magnétique Ascension Technology Motion Star	33
2.1	Transformation de la base B_i en la base B_j par les angles de Roulis-Tangage-Lacet	41
2.2	Position anatomique	44
2.3	Plans de référence : latéral, sagittal et frontal	45
2.4	Mouvement de flexion-extension du buste	46
2.5	Mouvement d'inflexion latérale du buste	46
2.6	Mouvement de rotation interne-externe du buste	46
2.7	Mouvement d'élévation-abaissement de la clavicule	46
2.8	Mouvement d'antéposition-rétoposition de la clavicule	46
2.9	Mouvement de flexion-extension de l'épaule	48
2.10	Mouvement d'abduction-adduction de l'épaule	48
2.11	Rotation interne-externe de l'épaule	48
2.12	Mouvement de flexion-extension du coude	48
2.13	Mouvement de prono-supination	49
2.14	Mouvement de flexion-extension du poignet	49
2.15	Mouvement d'abduction-adduction du poignet	49
2.16	Mouvement de flexion-extension du cou	49
2.17	Mouvement de rotation interne-externe du cou	50
2.18	Longueur des segments corporels en fonction de la taille de la personne à partir de l'étude de Drillis et Contini [Drillis R. 66]	51
2.19	Position des centres de gravité [Cor 88]	53
2.20	Mannequin complet composé de 19 corps et 37 articulations	55
2.21	Modélisation géométrique de notre mannequin à 23 DDL	57
2.22	Illustration du phénomène de redondance naturelle de l'être humain	59

3.1	Évolution articulaire du coude en fonction de l'épaule pour 2 sujets lors de l'étude expérimentale de Lacquaniti et Sœchting	67
3.2	Évolution de la vitesse articulaire du coude en fonction de l'épaule pour 2 sujets lors de l'étude expérimentale de Lacquaniti et Sœchting	68
3.3	Évolution de la vitesse articulaire du coude en fonction de l'épaule pour 2 sujets lors de l'étude expérimentale de Kaminski et al.	69
3.4	Marqueurs sphériques rétro-réfléchissants placés sur la main du sujet pour en récupérer la trajectoire et caméras infrarouges optiques ARTtrack2 utilisées pour la capture de mouvement	75
3.5	Postures initiale a) et finale b) des sujets lors de la première et de la seconde expérience	76
3.6	Orientations finales de la main lors des 2 premières expériences	76
3.7	Trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour un mouvement d'atteinte d'une cible avec une orientation similaire à l'orientation initiale de la main	78
3.8	Trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour un mouvement d'atteinte d'une cible avec une orientation différente de celle initiale de la main	79
3.9	Postures initiale a) et finale b) des sujets lors de la troisième expérience	81
3.10	Trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour une posture initiale bras tendu	82
3.11	Mouvements dans le plan horizontal	83
3.12	Contexte expérimental pour des mouvements dans le plan horizontal	83
3.13	Trajectoires de la main dans l'espace cartésien lors de la première expérience dans le plan horizontal	84
3.14	Trajectoires de la main dans l'espace cartésien lors de la seconde expérience dans le plan horizontal	86
4.1	Illustration des changements d'espace	97
4.2	Illustration du partitionnement de l'espace articulaire avec la cinématique inverse	97
4.3	Représentation géométrique de la distorsion de l'espace pour $n=3$ et $m=2$	99
4.4	Illustration en deux dimensions du principe de la régularisation	103
4.5	Quotient de la variation angulaire et de la consigne en fonction de la valeur singulière minimale sans régularisation et avec régularisation avec facteur d'amortissement constant	103
4.6	Valeur du coefficient d'amortissement en fonction de la valeur singulière minimale	104
4.7	Quotient de la variation angulaire et de la consigne en fonction de la valeur singulière minimale sans régularisation et avec régularisation avec facteur d'amortissement constant et adaptatif . . .	105
4.8	Illustration en deux dimensions du filtrage sur toutes les valeurs singulières	106
4.9	Illustration en deux dimensions de la troncature des valeurs singulières	107
4.10	Illustration en deux dimensions de l'adaptation de la consigne	108
4.11	Configuration à conditionnement élevé du mannequin	108
4.12	Simulation permettant de tester différentes méthodes de régularisation avec le mannequin proche d'une configuration singulière	109
4.13	Évolution du conditionnement, de la variation angulaire et de l'erreur de positionnement pour la régularisation avec coefficient d'amortissement adaptatif (jaune) et la régularisation avec filtrage sur la valeur singulière minimale (rouge)	109

4.14	Évolution du conditionnement, de la variation angulaire et de l'erreur de positionnement pour la troncature des valeurs singulières (vert) et le filtrage complet (bleu)	110
4.15	Évolution du conditionnement, de la variation angulaire et de l'erreur de positionnement pour la régularisation avec coefficient d'amortissement adaptatif (rouge) et le filtrage complet (bleu)	110
4.16	Fonction potentielle d'éloignement des butées articulaires ($q_{min} = -90^\circ$ et $q_{max} = 90^\circ$)	112
4.17	Configuration de repos	113
4.18	Fonction potentielle d'attraction vers la valeur de repos de la liaison ($q_{repos} = 45^\circ$)	114
4.19	Fonction potentielle combinant l'éloignement des butées et l'attraction vers la valeur de repos ($q_{min} = -90^\circ$, $q_{max} = 90^\circ$ et $q_{repos} = 45^\circ$)	114
4.20	Simulation de mouvement sans stratégie de pondération	117
4.21	Simulation de mouvement avec une stratégie de pondération avec des poids fixes	118
4.22	Simulation de mouvement avec une stratégie de pondération avec des poids dynamiques	118
4.23	Position des centres de gravité en fonction de la taille de la personne [Cor 88]	120
5.1	Configurations initiale et finale pour un mouvement dans le plan vertical avec le bras tendu en posture initiale	127
5.2	Coefficient de filtrage (α), trajectoire de la main, valeur singulière minimale (σ_{min}) et conditionnement (κ) pour différentes valeurs de δq_{max} pour un schéma de filtrage déclenchant sur J avec α_{max} constant et pour un mouvement dans le plan vertical avec le bras tendu en posture initiale	128
5.3	Valeurs de LI des trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour différentes valeurs de δq_{max} et une stratégie de déclenchement du filtrage avec α_{max} constant	129
5.4	Coefficients de filtrage (α), trajectoires de la main, valeurs singulières minimales (σ_{min}), conditionnements (κ) et rapport entre la direction de la singularité et la consigne ($\ \delta \mathbf{X}_s\ /\ \delta \mathbf{X}\ $) pour différentes valeurs de δq_{max} pour un schéma de filtrage déclenchant sur J avec α_{max} non constant et pour un mouvement dans le plan vertical avec le bras tendu en posture initiale	131
5.5	Valeurs de LI des trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour une stratégie de déclenchement du filtrage avec α_{max} non constant et différentes valeurs de δq_{max}	132
5.6	Coefficients de filtrage (α), trajectoires de la main, valeurs singulières minimales ($\tilde{\sigma}_{min}$) et conditionnements ($\tilde{\kappa}$) pour différentes valeurs de δq_{max} pour un schéma de déclenchement du filtrage sur \tilde{J} avec α_{max} constant et pour un mouvement dans le plan vertical avec le bras tendu en posture initiale	133
5.7	Valeurs de LI des trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour une stratégie de déclenchement du filtrage sur \tilde{J} avec α_{max} constant et différentes valeurs de δq_{max}	134
5.8	Coefficients de filtrage (α), trajectoires de la main, valeurs singulières minimales ($\tilde{\sigma}_{min}$), conditionnements ($\tilde{\kappa}$) et rapport entre la direction de la singularité et la consigne ($\ \delta \mathbf{X}_s\ /\ \delta \mathbf{X}\ $) pour différentes valeurs de δq_{max} pour un schéma de filtrage déclenchant sur \tilde{J} avec α_{max} variable et pour un mouvement dans le plan vertical avec le bras tendu en posture initiale	136
5.9	Valeurs de LI des trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour un schéma de filtrage déclenchant sur \tilde{J} avec α_{max} non constant et différentes valeurs de δq_{max}	137
5.10	Contexte expérimental pour des mouvements dans le plan horizontal	137

5.11	Coefficients de filtrage (α), trajectoires de la main, valeurs singulières minimales (σ_{min}) et conditionnements (κ) pour différentes valeurs de δq_{max} pour un schéma de filtrage déclenchant sur J avec α_{max} constant et pour des mouvements dans le plan horizontal	139
5.12	Coefficients de filtrage (α), trajectoires de la main, valeurs singulières minimales (σ_{min}), conditionnements (κ) et rapport entre la direction de la singularité et la consigne ($\ \delta \mathbf{X}_s\ /\ \delta \mathbf{X}\ $) pour différentes valeurs de δq_{max} pour un schéma de filtrage déclenchant sur J avec α_{max} variable et pour des mouvements dans le plan horizontal	141
5.13	Coefficients de filtrage (α), trajectoires de la main, valeurs singulières minimales ($\tilde{\sigma}_{min}$) et conditionnements ($\tilde{\kappa}$) pour différentes valeurs de δq_{max} pour un schéma de filtrage déclenchant sur \tilde{J} avec α_{max} constant et pour des mouvements dans le plan horizontale	143
5.14	Coefficients de filtrage (α), trajectoires de la main, valeurs singulières minimales ($\tilde{\sigma}_{min}$), conditionnements ($\tilde{\kappa}$) et rapport entre la direction de la singularité et la consigne ($\ \delta \mathbf{X}_s\ /\ \delta \mathbf{X}\ $) pour différentes valeurs de δq_{max} pour un schéma de filtrage déclenchant sur \tilde{J} avec α_{max} variable et pour des mouvements dans le plan horizontal	145
5.15	Configuration initiale et finale pour un mouvement dans le plan vertical avec le bras plié en posture initiale	148
5.16	Simulation 3D d'un mouvement dans le plan vertical avec le bras plié en posture initiale	148
5.17	Conditionnement (κ) et valeur singulière minimum (σ_{min}) de la matrice jacobienne	148
5.18	Trajectoire de la main du mannequin lors d'un mouvement dans le plan vertical avec le bras plié en posture initiale	149
5.19	Évolution articulaire de l'épaule, du coude et du poignet du mannequin lors d'un mouvement simulé dans le plan vertical avec le bras plié en posture initiale	150
5.20	Évolution articulaire du coude en fonction de l'évolution articulaire de l'épaule lors d'un mouvement dans le plan vertical avec le bras plié en posture initiale	151
5.21	Vitesse articulaire du coude en fonction de la vitesse articulaire de l'épaule lors d'un mouvement dans le plan vertical avec le bras plié en posture initiale	151
5.22	Structure de la solution logicielle OLARGE-TMS	155
5.23	Fenêtres de paramétrage du mannequin : insertion, butées articulaires, modèle géométrique direct et postures standards	156
5.24	Fenêtre de saisie de la séquence de mouvement à simuler	157
5.25	Exemple d'objets CAO insérés dans l'environnement 3D	157
5.26	Séquence de positions clés du poste d'assemblage de filtre automobile	158
5.27	Conditionnement (κ), valeur singulière minimale (σ_{min}), coefficient de filtrage (α) et trajectoires des mains droite et gauche dans le plan horizontal lors de la simulation du poste d'assemblage de filtre automobile	159
5.28	Simulation du poste d'assemblage de filtre automobile	160
5.29	Évolution des variables articulaires et butées articulaires pour la simulation du poste d'assemblage de filtre automobile	161

Liste des tableaux

1.1	Évolution des chiffres des TMS déclarés en France depuis 10 ans	17
1.2	Coût moyen et nombre de jours d'arrêt des TMS pour chaque membre	17
1.3	Principaux logiciels avec mannequins numériques	23
2.1	Butées articulaires appliquées à notre mannequin [Kapandji A. I. 04] [Kapandji A. I. 05]	51
2.2	Répartition des masses corporelles [Cor 88]	52
3.1	Critères intégraux en fonction de l'espace de planification (articulaire ou cartésien) et du domaine d'application (étude cinématique ou dynamique)	73
3.2	Caractéristiques des 10 sujets	74
3.3	Tableau de synthèse pour un mouvement d'atteinte d'une cible avec une orientation similaire à l'orientation initiale de la main	77
3.4	Tableau de synthèse pour un mouvement d'atteinte d'une cible avec une orientation différente de celle initiale de la main	80
3.5	Tableau de synthèse pour un mouvement avec une posture initiale bras tendu	81
3.6	Points à atteindre lors de la première expérience dans le plan horizontal	85
3.7	Tableau de synthèse pour les mouvements d'atteinte de la première expérience dans le plan horizontal	85
3.8	Composition de la séquence de la seconde expérience dans le plan horizontal	85
3.9	Tableau de synthèse pour les mouvements d'atteinte de la seconde expérience dans le plan horizontal	87
4.1	Poids attribués à chaque articulation en fonction des masses corporelles en aval de la liaison	115
4.2	Répartition des masses corporelles [Cor 88]	120
5.1	Composition de la séquence de points à atteindre pour des mouvements dans le plan horizontal	137
5.2	Valeurs de LI des trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour un schéma de filtrage déclenchant sur J avec α_{max} constant et différentes valeurs de δq_{max}	138
5.3	Valeurs de LI des trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour un schéma de filtrage déclenchant sur J avec α_{max} variable et différentes valeurs de δq_{max}	140
5.4	Valeurs de LI des trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour un schéma de filtrage sur \tilde{J} avec α_{max} constant et différentes valeurs de δq_{max}	142
5.5	Valeurs de LI des trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour un schéma de filtrage déclenchant sur \tilde{J} avec α_{max} variable et différentes valeurs de δq_{max}	144

5.6	Synthèse des meilleurs paramétrages de δq_{max} en fonction du schéma et de la stratégie utilisés pour des mouvements dans le plan horizontal et vertical	153
5.7	Positions et orientations des mains pour le poste d'assemblage de filtre automobile	158
5.8	Résultats expérimentaux pour un mouvement d'atteinte d'une cible avec une orientation similaire à l'orientation initiale de la main	194
5.9	Résultats expérimentaux pour un mouvement d'atteinte d'une cible avec une orientation différente de celle initiale de la main	196
5.10	Résultats expérimentaux pour un mouvement avec une posture initiale bras tendu	198
5.11	Résultats expérimentaux pour les mouvement d'atteinte de la première expérience dans le plan horizontal	200
5.12	Résultats expérimentaux pour les mouvement d'atteinte de la seconde expérience dans le plan horizontal (1ère partie)	202
5.13	Résultats expérimentaux pour les mouvements d'atteinte de la seconde expérience dans le plan horizontal (2ème partie)	203

Introduction

L'étude et l'analyse du mouvement humain intéressent de nombreux domaines d'application. Dans le domaine médical par exemple, des disciplines telles que la physiologie, la biomécanique ou encore les neurosciences cherchent à comprendre et à interpréter au mieux le mouvement humain. Dans le sport, l'étude du mouvement et du geste a pris une grande importance pour améliorer les performances des sportifs. Plus récemment, les domaines du multimédia (jeux vidéos, cinéma ...), cherchant à animer des humains virtuels de manière réaliste, s'intéressent également à l'analyse du mouvement humain. Enfin, la robotique humanoïde est également un domaine qui s'inspire de l'étude du mouvement humain pour animer des robots anthropomorphes.

Pour notre part, nous nous intéressons à la génération de mouvements humain pour l'étude et la conception de postes de travail. Ces travaux sont motivés par l'augmentation du nombre des Troubles Musculo-Squelettiques (TMS) au travail. Ils s'inscrivent dans le cadre d'une convention entre l'Ecole Nationale d'Ingénieurs de Tarbes (ENIT) et la Caisse Régionale d'Assurance Maladie (CRAM) Midi-Pyrénées, qui a pour objectif de développer un outil d'analyse et de conception de postes de travail proposant une simulation visuelle réaliste des actions de l'opérateur.

Nous considérons le contexte particulier du poste de travail répétitif pour lequel une séquence d'actions a été définie afin de mener à bien une tâche de manipulation, à une ou deux mains, pour une position du bassin supposée fixe. Ceci correspond à la très grande majorité des postes de travail à caractère répétitif pour lesquels le travail prescrit considère que l'opérateur est assis ou debout à poste fixe. Nous souhaitons pouvoir prédire les mouvements que fera un opérateur en fonction d'une tâche donnée afin de disposer d'informations pertinentes qui permettront d'adapter la tâche ou le poste de travail. La difficulté principale de cette problématique réside dans le fait que la tâche ne contraint directement qu'une partie seulement des mobilités dont dispose l'opérateur. On se trouve dans une situation de redondance (ou encore de problème sous-contraint), et il s'agit de proposer de "réalistes" mouvements parmi tous ceux laissés libres par les contraintes. La démarche proposée s'appuie sur les outils de modélisation issus de la robotique et tend à intégrer les résultats provenant de l'analyse du mouvement humain.

Ce mémoire s'organise en cinq chapitres :

- *Chapitre 1 - Problématique* : Nous présentons dans ce chapitre la problématique générale de notre étude initiée à partir d'un constat simple : l'explosion du nombre des TMS. Après une analyse des différentes méthodes et outils existants utilisés pour l'évaluation de poste de travail, nous définissons le cadre de notre étude et les objectifs principaux de nos travaux. Étant donné que le cœur scientifique de notre démarche consiste à générer des postures et des mouvements de type humain de manière automatique, nous présentons également les différentes techniques d'animation couramment utilisées en simulation 3D. Enfin, les normes actuellement en vigueur réglementant la conception, l'ergonomie et l'évaluation de postes de travail sont également répertoriées.
- *Chapitre 2 - Modélisation* : Ce second chapitre présente les hypothèses retenues pour la modélisation de la tâche à effectuer et la modélisation de l'humain. Dans un premier temps, nous nous intéressons à la spécification des consignes permettant de définir la tâche que l'on souhaite réaliser. Par la suite, nous définissons une première modélisation de l'humain en présentant la structure géométrique du mannequin développé et les hypothèses simplificatrices adoptées.
- *Chapitre 3 - Analyse du mouvement humain* : Dans ce troisième chapitre, nous étudions et analysons le mouvement humain afin d'obtenir des données utiles à la définition de stratégies pour la génération de mouvement ainsi que des critères et indicateurs qui nous permettront a posteriori de valider le réalisme des mouvements simulés. Tout d'abord, nous présentons un état de l'art généraliste du mouvement humain. Dans un second temps, ce chapitre présente les résultats expérimentaux de capture de mouvement que nous avons menés afin d'étudier des situations proches de celles que nous souhaitons simuler ou des mouvements spécifiques peu ou pas étudiés dans la littérature.
- *Chapitre 4 - Génération de mouvements automatiques* : Ce chapitre présente le schéma de génération de mouvement retenu. Il s'appuie sur une modélisation cinématique et fait un usage inhabituel des méthodes de régularisation. La décomposition en valeurs singulières est utilisée pour créer une trajectoire qui possède de bonnes propriétés du point de vue cinématique. Différents schémas de pondération et de réglage de la trajectoire de consigne sont proposés.
- *Chapitre 5 - Simulations et résultats* : Ce chapitre met en œuvre les différents schémas de commande proposés. Les résultats obtenus sont comparés avec les résultats issus de la littérature et de nos essais expérimentaux sur différents mouvements tests. Ensuite, le schéma de commande retenu est mis en œuvre sur un poste de travail industriel. Cette application permet de montrer la pertinence du générateur de mouvement sur un poste de travail réel et de présenter la solution logicielle que nous avons développée, OLARGE-TMS.
- *Conclusion*

Chapitre 1

Problématique

Ce premier chapitre a pour but de présenter la problématique générale de notre étude. Elle a pour origine socio-économique l'explosion du nombre des TMS au travail. Nous nous intéressons exclusivement à l'étude de postes industriels caractérisés par des mouvements d'atteinte, de saisie, d'assemblage et de transport d'objets ne mettant en jeu que la partie haute du corps de l'opérateur (buste, membres supérieurs et tête) pour des postures assise ou debout. Ces situations de travail sont également caractérisées par leur caractère répétitif : l'opérateur, qui a un mode opératoire à respecter, effectue la même séquence d'actions en atteignant les mêmes points de manière cyclique.

Dans un premier temps, nous analysons les différentes méthodes et outils existants utilisés pour l'évaluation des postes de travail en présentant leurs avantages et leurs inconvénients. Nous présentons également les normes actuellement en vigueur réglementant la conception, l'ergonomie et l'évaluation de postes de travail. Par la suite, nous définissons le cadre de notre étude et les objectifs principaux de nos travaux, à savoir le développement d'une méthodologie de simulation du mouvement humain à des fins d'aide à la conception et à l'analyse des postes de travail. Dans ce contexte, nous faisons un bref état de l'art concernant les différentes techniques d'animation ou de simulation de mouvement puisque le cœur scientifique de notre démarche consiste à générer des postures et des mouvements de type humain de manière automatique.

1.1 Contexte et objectifs

1.1.1 Un constat : l'explosion des TMS au travail

Aujourd'hui, la prévention des maladies professionnelles est devenue une préoccupation essentielle tant du point de vue des salariés que de celui des chefs d'entreprise. Les TMS, qui peuvent être définis comme l'ensemble des affections péri-articulaires touchant les tissus mous (muscles, tendons, nerfs, vaisseaux, cartilages) des membres supérieurs, inférieurs et du dos chez les travailleurs [Bourgeois F. 98], sont un problème majeur de santé au travail dans les pays industrialisés (en 2007, 25% des travailleurs européens se plaignent de maux de dos et 23% de douleurs musculaires¹). Les TMS sont indemnisés au titre de maladie professionnelle (tableau N°57 de la Sécurité Sociale concernant les affections péri-articulaires provoquées par certains gestes et postures de travail). En France, un salarié sur 13 ressent des douleurs musculo-squelettiques quotidiennes et un salarié sur 8 a un TMS du membre supérieur diagnostiqué par le médecin du travail [Roquelaure Y. 05]. Le nombre de cas de TMS déclarés en France, qui est passé de 430 cas en 1982 à 40 002 en 2006 (TAB. 1.1), augmente d'environ 20% par an depuis 10 ans². Les TMS, qui représentaient 26% de l'ensemble des maladies professionnelles en 1991, 58% en 1994 et 62% en 2000, représentent en 2006 les 3/4 des maladies professionnelles reconnues en France³. En 2006, les maladies professionnelles indemnisées ont engendré la perte de près de 7 millions de journées de travail et 710 millions d'euros de frais, couverts par les cotisations des entreprises.

¹source : agence européenne pour la sécurité et la santé au travail

²source : Caisse Nationale d'Assurance Maladie des Travailleurs Salariés (CNAMTS)

³source : Institut National de Recherche et de Sécurité (INRS)

Année	TMS reconnus
1997	10 613
1998	12 533
1999	17 808
2000	22 888
2001	26 884
2002	31 951
2003	34 318
2004	36 520
2005	41 231
2006	40 002

TAB. 1.1 – Évolution des chiffres des TMS déclarés en France depuis 10 ans

Les TMS du membre supérieur (épaule, coude et poignet), qui représentent 68% des cas des maladies professionnelles indemnisées en France en 2005, sont les plus importants aussi bien sur le plan des coûts d'indemnisations moyens que sur le nombre de jours d'arrêt : un TMS de l'épaule coûte par exemple 17 000 € en moyenne à l'entreprise avec un arrêt de 220 jours (TAB. 1.2⁴). Les pathologies les plus courantes sont des tendinites (inflammation des tendons) pour l'épaule, des épicondylites (ou tennis elbow) pour le coude et le syndrome du canal carpien (compression d'un nerf due à l'inflammation d'un tendon) pour le poignet. Ainsi, en 2000, le coude représentait 20% des TMS indemnisés, l'épaule 26% et le poignet 49%⁵.

Membre affecté	Coût moyen	Nombre de jours d'arrêt (en moyenne)
Épaule	17 000 €	220 jours
Coude	7 400 €	160 jours
Main et poignet	5 000 €	120 jours
Genou	2 850 €	59 jours
Cheville	4 300 €	100 jours

TAB. 1.2 – Coût moyen et nombre de jours d'arrêt des TMS pour chaque membre

Les causes de l'évolution des TMS sont multiples : nouvelles modalités d'organisation du travail, optimisation des moyens de production ou encore vieillissement de la population active. Notons cependant que l'évolution rapide de ces chiffres est également due à une meilleure reconnaissance de ces maladies professionnelles et à une meilleure information des médecins et des salariés depuis quelques années.

Les TMS engendrent de nombreux coûts pour l'entreprise tels que l'augmentation du taux de cotisation due aux arrêts de travail et maladies professionnelles, l'indemnisation des absences, le remplacement et les rotations excessives du personnel ou encore l'aménagement des postes de travail pour les personnes affectées par des TMS.

Pour tenter de réduire ces chiffres, les entreprises commencent à prendre des mesures préventives face aux TMS. Le plus souvent, ces interventions sont des diagnostics faisant état d'une situation et conduisant à des propositions ou des recommandations de modifications sur des postes existants.

L'apparition des TMS s'explique par la combinaison de plusieurs facteurs interdépendants (FIG. 1.1) :

- les facteurs biomécaniques tels que les amplitudes articulaires, le maintien des postures (travail statique), les efforts requis pour l'exécution d'une tâche et la répétitivité des gestes ;

⁴source : CRAM Pays de la Loire

⁵source : CNAMTS

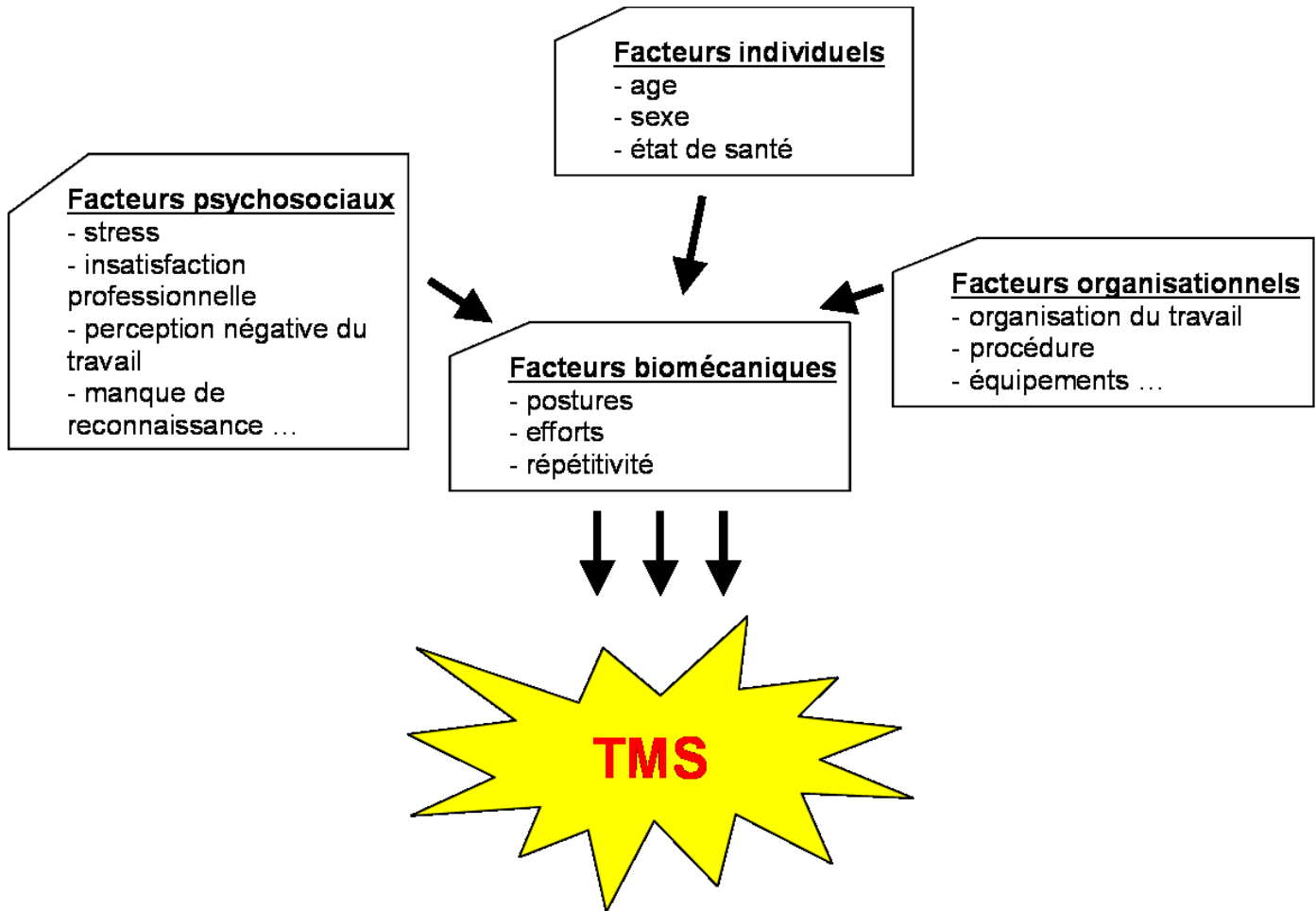


FIG. 1.1 – Facteurs de déclenchement des TMS

- les facteurs psychosociaux pouvant affecter la psychologie de l’opérateur : la pression et le stress, les relations interprofessionnelles et l’ambiance de travail ; l’insatisfaction professionnelle pouvant être engendrée par les conditions de travail, le manque de reconnaissance, la perception négative du travail ;
- les facteurs organisationnels liés à l’organisation du travail comme les modes d’organisation de la production (juste à temps, Kanban, MRP, ...), les procédures de travail imposées à l’opérateur, les équipements utilisés et le mode de rémunération de l’opérateur ;
- les facteurs individuels de l’opérateur tels que l’âge, le sexe et l’état de santé.

L’évaluation de l’action couplée de ces différents facteurs est une tâche complexe. Notre étude se limite aux aspects biomécaniques.

De ce point de vue, les TMS sont liés aux sur-sollicitations des articulations tels que les amplitudes articulaires extrêmes, les efforts excessifs et la répétitivité des gestes. Les différentes familles de méthodes et outils utilisés pour l’évaluation et la conception de poste de travail sont analysées vis à vis des seuls facteurs biomécaniques dans le paragraphe suivant.

1.1.2 Méthodes et outils utilisés pour l’évaluation des postes de travail

Les postes de travail ont souvent été étudiés du point de vue de leur productivité ou du mode d’organisation qu’ils induisent. Par ailleurs, l’accroissement depuis le début des années 80 du nombre de TMS a conduit au

développement d'un certain nombre de méthodes et outils afin de mieux prendre en compte l'être humain dans sa globalité lors de l'analyse ou de la re-conception de poste de travail. Järvinen et Karwowski [Järvinen J. 92], Lauring [Lauring J. 04] puis Marsot et Claudon [Marsot J. 06], par exemple, proposent un état de l'art des différents outils et identifient les différentes familles d'évaluateurs ergonomiques.

L'analyse de l'état de l'art que nous donnons ici s'appuie sur la littérature et sur nos observations sur le terrain. Elle est structurée en trois grandes familles d'outils ou méthodes :

- les méthodes spécifiquement destinées à diminuer les risques de TMS,
- les mannequins numériques,
- les méthodes d'analyse de temps de cycle.

1.1.2.1 Évaluation de risque de TMS

Pour évaluer certains facteurs de risque de survenue de TMS, les préventeurs utilisent des méthodes qui peuvent être classifiées en 2 familles.

Tout d'abord, une première famille de méthodes propose des équations, des indicateurs, des tables ou des abaques relatives à des données physiologiques pour quantifier certains facteurs de risque. Parmi les plus connues, on trouve :

- l'équation révisée de NIOSH (National Institute of Occupational Safety and Health) [NIOSH 91] permettant, pour le lever de charges, de calculer la Charge Maximale Admissible (CMA) en fonction de différents facteurs (facteur de fréquence, qualité de la prise ...) [Waters T. R. 93] ;
- les tables MITAL [Mital A. 93] ou de SNOOK et CIRIELLO [Snook S. 91] qui permettent de déterminer le poids maximum acceptable que des hommes et femmes représentant différents percentiles de la population peuvent porter lors de tâches de manutention manuelles (tirer, pousser, lever, poser, porter) ;
- le calcul de différents indices de risque de TMS comme par exemple le SI (Strain Index) [Moore J. S. 95] [Freivalds A. 04] basé sur l'analyse de 6 variables (intensité et durée de l'effort, nombre d'effort par minute, posture du poignet, vitesse et durée de la tâche) ou le CTD RI (Cumulative Trauma Disorders Risk Index) [Seth V. 99] [Freivalds A. 04] qui permet de calculer un indice de fréquence et un indice de posture en prenant en compte les positions articulaires du cou, du dos, du bras, de l'avant-bras et de la main.

Enfin, certaines études permettent de calculer des indicateurs qui pourront être utiles à l'analyse d'un poste de travail comme par exemple la prédiction des efforts statiques par utilisation d'un modèle de l'humain [Chaffin D. B. 97] (à partir d'une posture statique, des forces extérieures appliquées et des dimensions anthropométriques il est possible de calculer les efforts s'exerçant aux différentes liaisons, notion reprise plus en détail au chapitre 4), une analyse du temps de récupération et de la fatigue pour des postures statiques [Rohmert W. 73] ou encore le besoin en dépense énergétique [Garg A. 76].

Une seconde famille de méthodes se base principalement sur l'observation et l'évaluation de l'activité professionnelle. Ces méthodes, qui permettent d'effectuer des analyses posturales, se présentent souvent sous forme de grille d'évaluation et attribuent un score à une posture de travail décrite par observation des positions articulaires approximatives de segments corporels tels que le bras, l'avant-bras ou le cou. On trouve dans [Aptel M. 00] une synthèse bibliographique des outils existants et une analyse des atouts et des inconvénients de ces techniques. Les outils les plus répandus sont les méthodes RULA (Rapid Upper Limb Assessments) [McAtamney L. 93], REBA (Rapid Entire Body Assessment), OCRA (OCcupational Repetitive Actions)

[Colombini D. 98] [Occhipinti E. 98] et OWAS (Ovako Working posture Analysing System) [Louhevaara V. 92] [Karu O. 77] ou encore la check-list OSHA (Occupational Safety and Health Administration) [OSHA 99]. Ces méthodes conduisent à une évaluation rapide du niveau de risque d'une tâche par l'attribution de différents scores partiels en fonction de différents facteurs de risque (répétitivité de la tâche, facteurs environnementaux, estimation des efforts et des amplitudes articulaires ...) afin d'obtenir un score global représentant le niveau de risque d'une tâche. En fonction de ce score final, la plupart de ces méthodes proposent un diagnostic simple où un indice de risque permettant de savoir si une action corrective du poste de travail doit être envisagée pour tenter de réduire les TMS (risque faible, étude plus approfondie et changements nécessaires...). En France, la méthode OREGÉ (Outil de Repérage et d'Évaluation des GEstes) [Aptel M. 00] [INRS 00] développée par l'INRS (Institut National de Recherche et de Sécurité) pour prévenir les TMS des membres supérieurs se base pour l'analyse posturale sur une classification en trois catégories (FIG. 1.2) des valeurs prises par certaines articulations : "acceptables", "non recommandées" ou "dangereuses".

Certaines de ces méthodes sont commercialisées ou distribuées sous forme de formulaire logiciel. C'est le cas, par exemple, d'ErgoIntelligence UEA (Upper Extremity Assessment) de NexGen Ergonomics pour les analyses RULA et REBA ou encore JET (Job Evaluator Toolbox) de Ergoweb avec l'équation révisée de NIOSH, la méthode RULA ou les tables de SNOOK et CIRIELLO.

L'inconvénient principal de ces méthodes est qu'elles permettent seulement d'évaluer *a posteriori* le poste de travail (fréquence, facteurs environnementaux, etc..). Ces méthodes, qui attribuent un score global ne permettant d'obtenir que des recommandations basiques sur une posture grossièrement décrite par observation ou par évaluation du ressenti de l'opérateur, ne peuvent donc pas être utilisées lors de la conception d'un poste. De plus, il convient de noter le caractère subjectif des résultats obtenus par ces méthodes puisque pour certaines d'entre elles (OREGÉ notamment) c'est l'opérateur lui-même qui doit s'évaluer. Enfin, un inconvénient majeur de ces techniques est qu'elles ne proposent aucune visualisation des gestes ou postures à risques pouvant engendrer ou générer des TMS.

Plus généralement, l'université du Michigan propose également 2 outils : EEPP⁶ (Energy Expenditure Prediction Program) permettant d'estimer les taux de dépense énergétique et 3DSSPP⁷ (3D Static Strength Prediction Program) pour la prédiction des efforts statiques articulaires requis pour des tâches de manutention manuelle (le code du travail, dans l'article 2331-66, définit la manutention manuelle comme « toute opération de transport ou de soutien d'une charge, dont le levage, la pose, la poussée, la traction, le port ou le déplacement exige l'effort physique d'un ou de plusieurs travailleurs »).

1.1.2.2 Mannequins numériques et PLM

Parallèlement aux méthodes d'analyses posturales présentées ci-dessus, les nouveaux outils de simulation numérique permettent de visualiser les futurs postes de travail et leurs opérateurs dès la phase de conception. En particulier, un certain nombre d'éditeurs de logiciels de CAO (Conception Assistée par Ordinateur) et/ou de PLM (Product Lifecycle Management) ont développé des produits qui permettent d'inclure et d'animer un mannequin numérique dans un environnement industriel. C'est notamment le cas des éditeurs de suites logicielles PLM qui incluent un module dédié à l'ergonomie de poste dans leur bibliothèque de modules intégrés (pour la

⁶<http://www.engin.umich.edu/dept/ioe/ENGEXP/index.html>

⁷<http://www.engin.umich.edu/dept/ioe/3DSSPP/index.html>

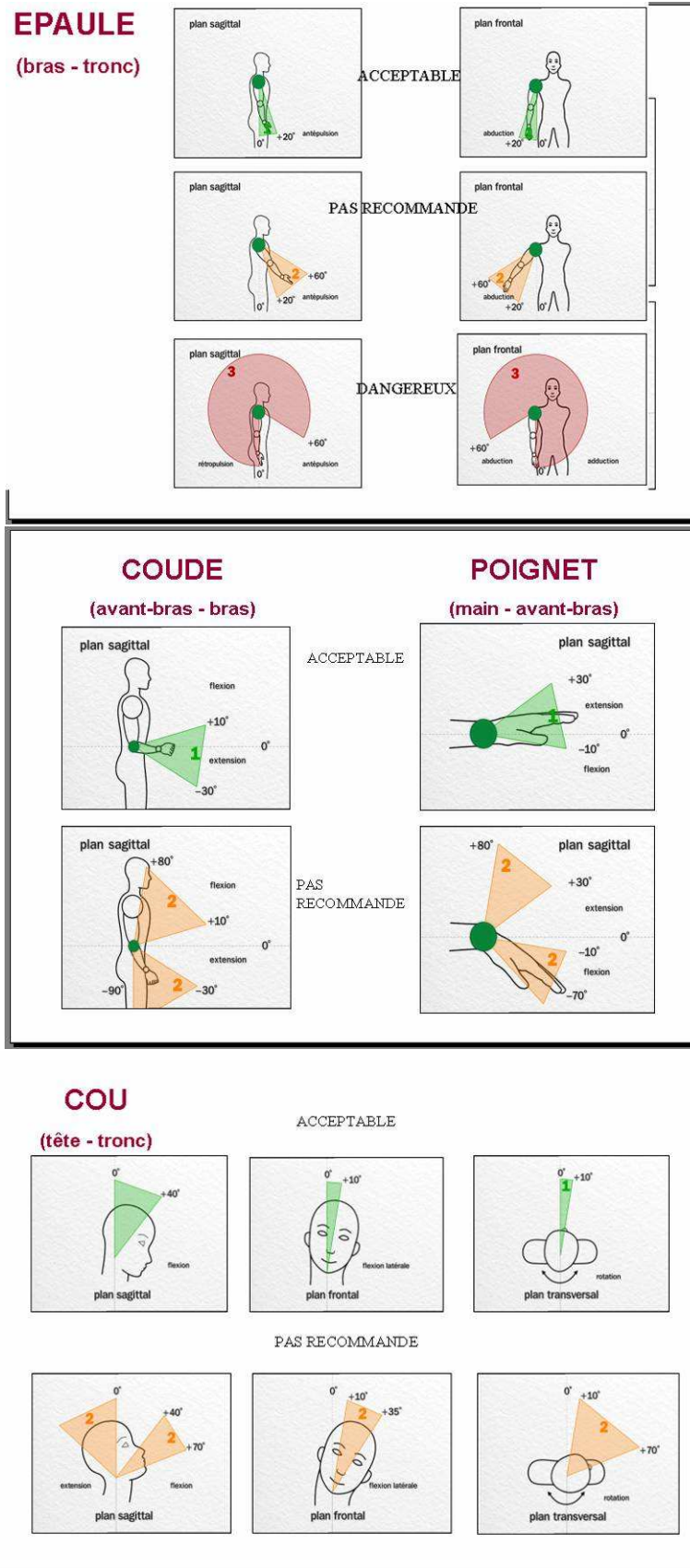


FIG. 1.2 – Zones confort INRS pour les articulations de l'épaule, du coude, du poignet et du cou

robotique, l'ergonomie, l'assemblage, l'usinage, la métrologie ou l'étude de flux).

Nous nous intéressons ici aux principaux produits qui incluent des mannequins numériques dans une démarche de conception en milieu industriel. On peut distinguer deux grandes familles de produits : d'une part, ceux qui ne sont pas destinés à une application particulière et qui sont susceptibles d'être utilisés dans un contexte industriel générique et d'autre part, ceux qui ont été spécifiquement conçus pour un type d'application donné.

Mannequins « génériques » pour l'analyse de postes de travail

Les principaux logiciels commerciaux incluant des mannequins numériques pouvant être utilisés lors d'une analyse de poste ou dès les premières phases de la conception sont :

- Jack [Raschke U. 99] : développé au milieu des années 80 par l'Université de Pennsylvanie (projet financé par la NASA), le logiciel UGS Tecnomatix Jack est actuellement développé et commercialisé par la société UGS-PLM Solutions.

- Safework Pro / Delmia Human : le développement de Safework Pro a débuté durant les années 80 à l'École Polytechnique de Montréal. Ce mannequin numérique est aujourd'hui commercialisé par 2 sociétés : Safework Inc. et Delmia (groupe Dassault Système).

- SAMMIE (System for Aiding Man-Machine Interaction Evaluation) [Porter J. M. 04] : initialement développé à la fin des années 70 par les Universités de Nottingham et de Loughborough, ce logiciel est actuellement développé et commercialisé par la société SAMMIE CAD Limited.

- ERGOMan-Process Engineer : développé au milieu des années 90 par la société Delta Industrieinformatik en collaboration avec l'Université Technologique de Darmstadt [Schaub K. 97]. Commercialisé jusqu'en 2001 par la société Ingetech, la solution logicielle est maintenant distribuée par la société Delmia du groupe Dassault Système.

- eM-HUMAN : logiciel commercialisé par UGS, dédié à la conception et à l'analyse de lignes d'assemblage.

- MANNEQUIPRO : logiciel commercialisé par NexGenErgonomics.

- Anthropos-Ergomax : développé au début des années 80 à l'Université de Darmstadt puis à partir de 1989 par la société IST GmbH devenue aujourd'hui HUMAN SOLUTIONS GmbH. Cette solution, fonctionne sous le logiciel 3D Studio Max et permet d'utiliser le mannequin comme avatar dans un environnement de réalité virtuelle.

Mannequins pour l'analyse de postes spécifiques

Certains logiciels ont été créés à l'origine pour la simulation de tâches spécifiques comme par exemple la conception d'intérieurs de véhicules (voiture, avion) :

- RAMSIS : né d'un consortium de constructeurs automobiles à partir de 1987, ce logiciel a été développé par la société Tecmath et l'Université Technologique de Munich [Seidl A. 04]. Aujourd'hui, ce logiciel dédié à la conception d'intérieurs de véhicules et d'avions est commercialisé par la société HUMAN SOLUTION GmbH et fournit des outils d'analyse propres à la conception d'intérieur de véhicule.

- BHMS (Boeing Human Modeling System) : développé par Boeing [Rice S. 04], à l'origine pour étudier des problèmes d'aménagement de cockpits d'avion (zone d'atteinte et vision), il est maintenant utilisé pour étudier des opérations d'assemblage ou de maintenance d'avions.

- MAN3D : développé par le Laboratoire de Biomécanique et de Modélisation Humaine de l'INRETS (Institut

National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité) en collaboration avec Renault, ce logiciel permet de simuler les postures de personnes dans un poste de conduite.

On peut également noter que, parmi les outils génériques, le logiciel UGS Tecnomatix Jack propose un module dédié à l'analyse d'intérieur de véhicule.

Enfin, certains universitaires ont développé au cours des années 90 et au début des années 2000 quelques mannequins pour l'environnement CAO AutoCAD [Mattila M. 92].

Des logiciels destinés à des activités de recherche ont également été développés comme par exemple : ER-GOMAN [Coblentz A. 91] développé par le Laboratoire d'Anthropologie Appliquée de Paris permettant de sélectionner des postures de travail et d'étudier l'encombrement de l'opérateur dans son poste de travail ou encore MANERCOS [Gomez S. 99] [Gomes S. 99], solution développée sous 3D Studio Max par l'Université de Belfort-Montbéliard, permettant de visualiser les volumes d'atteinte et les champs visuels.

Ces solutions logicielles, génériques ou dédiées, sont à l'origine presque toutes développées par des universitaires ou des chercheurs pour répondre aux besoins de grands groupes industriels. La majorité d'entre elles fournit une animation du mannequin par cinématique directe et inverse. Certaines permettent également une animation du mannequin grâce à des données provenant de systèmes de capture de mouvement. Elles utilisent des bases des données anthropométriques et des bibliothèques de postures pour le mannequin. La détection des collisions entre le mannequin et son environnement, l'affichage de la zone atteignable par le mannequin, son champ de vision font également partie des fonctionnalités développées. De plus, certains de ces logiciels permettent d'effectuer des analyses ergonomiques basiques à partir des méthodes présentées au paragraphe précédent : l'équation révisée de NIOSH, les équations de SNOOK, ou les méthodes RULA et OWAS par exemple.

Enfin, certaines solutions fournissent également la prédiction du temps nécessaire à la réalisation d'une tâche grâce à une analyse MTM (voir ci-après). La table 1.3 fournit un résumé de leurs caractéristiques et fonctionnalités.

Modèle	Société	Animation	Champs de vision	Zone atteignable	Détection collision	Efforts statiques	Méthodes analyse	Capture mouvement	MTM
Jack	UGS Tecnomatix	Directe/inverse	Oui	Oui	Oui	Oui	Niosh,Owas, Rula	Oui	Oui
eM-Human	UGS Tecnomatix	Directe/inverse	Oui	Oui	Oui	Oui	Snook, Owas	Non	Oui
Delmia	Delmia	Directe/inverse	Oui	Oui	Oui	Oui	Rula	Non	Non
Safework Pro	Safework	Directe/inverse	Oui	Oui	Oui	Oui	Rula	Oui	Non
ErgoMan - Process Engineer	Delmia	Directe	Oui	Oui	Non	Oui	Niosh	Non	Oui
Ramsis	Human Solutions	Directe/inverse	Oui	Oui	Oui	Oui	Non	Non	Non
SAMMIE	SAMMIE CAD Limited	Directe/inverse	Oui	Oui	Ou	Non	Niosh,Rula	Non	Non
Mannequipro	Nexgenergo	Directe/inverse	Oui	Oui	Non	Oui	Niosh	Non	Non
BHMS	Boeing	Directe	Oui	Oui	Oui	Non	Non	Non	Non
Anthropos	Human Solutions	Directe/inverse	Oui	Oui	Non	Oui	Non	Non	Oui

TAB. 1.3 – Principaux logiciels avec mannequins numériques

Ainsi, ce genre de mannequin numérique permet à des utilisateurs non ergonomes d'effectuer toute une série de pré-études telles que l'évaluation de la visibilité, de l'accessibilité et de l'encombrement d'un poste de travail. Ces logiciels présentent néanmoins des inconvénients : tout d'abord, ces solutions très onéreuses sont

relativement difficiles à utiliser pour une personne n'ayant pas suivi une formation spécifique. De plus, bien que ces solutions proposent une visualisation 3D, beaucoup reste à faire sur la génération de mouvements réalistes. Ainsi, le pilotage de chaque liaison d'un mannequin à plusieurs dizaines de DDL par cinématique directe n'est pas trivial et les déplacements en mode cinématique inverse peuvent mettre le mannequin dans des postures totalement irréalistes.

Enfin, il convient de noter que ces solutions sont principalement utilisées pour proposer une animation globale d'une usine virtuelle, le mannequin ne servant le plus souvent qu'à étudier l'encombrement d'un poste ou à visualiser un scénario dans ses grandes lignes.

1.1.2.3 Évaluation de temps de cycle

De nombreuses entreprises utilisent des techniques de temps standards prédéterminés pour concevoir leur poste de travail. Les plus répandues : le MTM (Methods Time Measurement), le MTS (Méthode des Temps Standards) ou le MOST (Maynard Operation Sequence Technique), sont le résultat d'études statistiques effectuées sur des séquences d'actions réalisées par un échantillon de personnes sur un poste d'assemblage ou de montage existant. Certaines entreprises ont également développé leur propre méthode basée sur les temps prédéterminés comme par exemple MODAPS de Renault ou encore WORKS FACTOR de Philips. Ces méthodes, qui décomposent une tâche en une succession d'actions élémentaires en fonction des différentes opérations à effectuer, permettent d'assigner à chaque action élémentaire un temps standard prédéterminé. Par exemple, la méthode MTM assigne à chaque action élémentaire un temps standard prédéterminé qui dépend à la fois de la nature de la tâche (Atteindre, Saisir, Mouvoir,...), du déplacement généré (distance parcourue par la main depuis la position initiale de celle-ci et la position du point à atteindre) et des conditions dans lesquelles la tâche doit être accomplie (niveau de difficulté, obstacle,...). En plus de ne proposer aucune visualisation 3D de l'espace de travail, ces méthodes font appel au savoir faire et à l'expérience du concepteur. Bien que ces méthodes permettent d'effectuer des études *a priori* (dès la conception), elles ne présentent aucune analyse de type ergonomique permettant de prévenir ou réduire les TMS. Cependant, il semble que ces méthodes soient les plus utilisées actuellement dans l'industrie pour la conception de poste de travail ([Das B. 07] propose un exemple d'application du MTM). De plus, certains outils permettent de combiner des techniques d'évaluation de temps de cycle avec certaines analyses ergonomiques, comme par exemple :

- ErgoMost⁸ (commercialisé par la société Maynard) qui combine une analyse MOST et une analyse ergonomique à partir de 5 facteurs (force, répétitivité, posture, type de préhension et vibrations) afin d'établir un indice de contrainte ergonomique ESI (Ergonomic Stress Index) ;
- le logiciel IMD Standard Time Data, développé par le directoire MTM international⁹ (comité auquel adhèrent les associations MTM nationales), permet de coupler une analyse MTM avec l'évaluateur ergonomique conçu par l'institut suédois NIWL (National Institute for Working Life) qui prend en compte 3 facteurs (posture, force et répétitivité) permettant de classer la situation de travail selon 3 niveaux : acceptable, à surveiller ou inacceptable ;
- le module MTM-Ergonomics¹⁰ du logiciel TiCon développé par l'association MTM allemande permet

⁸<http://www.hbmaynard.com/softwareproducts/ErgoMOST.asp>

⁹<http://www.mtm-international.org/>

¹⁰http://www.dmtm.com/produkte/software/ticon_modul_ergo.php

d'associer une analyse MTM avec différents évaluateurs ergonomiques tels que l'équation de NIOSH pour l'analyse de lever de charge, la méthode KIM (Key Indicator Method) développée par le FIOSH (Federal Institute for Occupational Safety and Health ou BAuA) allemand ou la méthode AAWS (Automotive Assembly WorkSheet) développée par l'Université Technologique de Darmstadt qui propose une cotation d'un poste de travail selon un code couleur ;

- le logiciel EQUINOXE¹¹, développé par le cabinet LACHEVRE S.A. permet d'associer différentes analyses de temps (MTM, MTS ou MODAPS) avec la méthode de cotation OCRA ;
- Ergotime¹² (commercialisé par la société IMF méthodes industrielles) permet de combiner une analyse MTS et la simulation de la sollicitation cardiaque à partir de tables spécifiques.

Enfin, des outils tels que MAID [Kühn F. M. 90], EMMA [Braun W. J. 96] ou EASY [Ramcharam D J. 90] tentent de minimiser à la fois les contraintes de l'opérateur en terme de posture, d'amplitude et de répétitivité ainsi que les coûts liés aux temps d'assemblage obtenus par la méthode MTM.

1.1.2.4 Normes

Différentes normes françaises (éditées par l'AFNOR¹³ avec le préfixe NF), européennes (éditées par le CEN¹⁴ avec le préfixe EN) ou internationales (éditées par l'organisation internationale de normalisation avec le préfixe ISO¹⁵) réglementent la conception, l'ergonomie et l'évaluation de postes de travail. Ainsi, les normes NF EN ISO 12100-1 [nor 04a] et NF EN ISO 12100-2 [nor 04b] regroupent les notions fondamentales et les principes généraux de conception. En ce qui concerne l'ergonomie, les normes NF EN 614-1 [nor 06] et NF EN 614-2 [nor 00c] s'intéressent aux principes ergonomiques de conception. L'anthropométrie et les dimensions corporelles sont également normalisées : les normes ISO 15534-3 [nor 00b] et NF EN 547-3 [nor 97a] proposent des données anthropométriques normalisées tandis que la norme NF EN ISO 14738 [nor 03c] précise les prescriptions anthropométriques relatives à la conception de poste et la norme NF EN ISO 7250 [nor 97b] s'intéresse aux mesures anthropométriques pour la conception. Il existe également des normes concernant l'évaluation des postures de travail comme par exemple la norme ISO 11226 [nor 00a] s'intéressant à l'évaluation des postures statiques ou la norme NF EN 1005-4 [nor 05] concernant l'évaluation des postures et des mouvements du travail. De plus, la norme NF EN 1005-1 [nor 01] s'intéresse aux performances physiques humaines et les limites de poids recommandées sont réglementées par les normes NF EN 1005-2 [nor 03b], NF EN 1005-3 [nor 02] et NF EN 894-3 [nor 00d]. Enfin, la tâche de manutention manuelle possède également des normes spécifiques : la norme ISO 11228-1 [nor 03a] concerne la manutention verticale et horizontale, la norme ISO 11228-2 [nor 07a] les actions de pousser et tirer, la norme ISO 11228-3 [nor 07b] la fréquence de répétition, la norme NF EN 1005-2 [nor 03b] la manutention manuelle d'objets et la norme NF EN 1005-5 [nor 07c] l'appréciation du risque pour la manutention répétitive.

¹¹<http://www.lachevre-mtm.com/logiciel.html>

¹²<http://www.ergotime.com/pr.html>

¹³Association Française de NORMalisation, organisme officiel français de normalisation

¹⁴Comité Européen de Normalisation

¹⁵International Standards Organization

1.1.2.5 Conclusions

Nous venons de présenter différentes méthodes et outils utilisés pour la conception et l'évaluation de postes de travail. Étant donné les objectifs de chacun d'eux, ils s'adressent à différents types d'utilisateurs.

Les méthodes d'évaluation de risque de TMS (comme OREGÉ) fournissent, à partir de l'observation et de l'évaluation de l'activité professionnelle, un diagnostic simple en fonction de différents facteurs de risque (répétitivité, effort, amplitudes articulaires ...). Ces méthodes, qui se basent pour l'analyse posturale sur la classification en zones de l'amplitude de certaines articulations sont essentiellement utilisées pour l'évaluation de situations de travail existantes. Cette évaluation est basée sur l'acquisition d'instantanés, de postures de l'opérateur et le mouvement n'est pas considéré.

Les solutions PLM permettent d'animer et de visualiser les mannequins numériques. Néanmoins, ces logiciels sont principalement utilisés pour la modélisation et la simulation d'usine virtuelle et ne disposent pas de moteurs de mouvement réellement performants. Par ailleurs, ils sont souvent inclus dans une solution logicielle proposant différents modules intégrés, ce qui rend ces solutions onéreuses et les destine à être principalement utilisés par de grands groupes ou certains de leurs sous-traitants.

Enfin, les méthodes d'évaluation de temps de cycle, telle que la méthode MTM, ne proposent aucune analyse ergonomique ni de visualisation de la situation de travail à étudier. Ces méthodes, qui permettent uniquement de quantifier le temps de cycle, sont principalement utilisées par les concepteurs de poste de travail. Elles nécessitent la décomposition des tâches en séquences d'action et constituent souvent sur le terrain la seule méthodologie de conception de postes.

Les déclarations de TMS au travail ne cessent d'augmenter depuis les années 80 et la CRAM Midi Pyrénées s'est engagée dans la recherche d'outils de prévention qui complèteraient l'existant et qui viendrait notamment enrichir la panoplie des solutions pour la phase de conception des postes de travail.

1.1.3 Cadre de nos travaux

Notre problématique est focalisée principalement sur l'analyse et la synthèse de postures et de mouvements humains sur postes de travail pour tout type d'activité professionnelle qui présente une répétitivité de gestes et de postures dans un environnement contraint. Les facteurs biomécaniques susceptibles de générer des TMS sont ceux liés aux sur-sollicitations des articulations tels que les amplitudes articulaires extrêmes, les efforts excessifs et la répétitivité des gestes. Nous limitons notre étude aux postes de travail qui ne nécessitent pas une coordination des membres inférieurs et supérieurs et ne mobilisent que le haut du corps. En effet, une grande majorité des postes d'assemblage ou de manutention manuelle sont caractérisés par des mouvements d'atteinte, de saisie, d'assemblage et de transport d'objet ne mettant en jeu que la partie haute du corps (buste, membres supérieurs et tête) pour des postures assise ou debout. De plus, les TMS du membre supérieur (épaule, coude et poignet) sont les plus importants puisqu'ils représentent 68% des cas des maladies professionnelles indemnisées en France et sont les plus importants aussi bien sur le plan des coûts d'indemnisation moyen que du nombre de jours d'arrêt (TAB. 1.2).

Nous nous plaçons sans perte de généralité dans la situation d'un poste de travail répétitif : l'opérateur, qui a un mode opératoire à respecter, effectue les mêmes actions en atteignant les mêmes points de manière cyclique. Ceci nous permet de définir une situation de travail par une séquence de points de passage. Cette définition de

la tâche à exécuter présente des similarités avec la démarche suivie, par exemple, lors de l'établissement d'une méthode de type MTM. Cette similarité doit être exploitée si on souhaite proposer une démarche de conception qui soit facilement acceptable par les concepteurs de postes de travail, usagers avertis de ce type de méthode. Elle en diffère cependant par certains points. En particulier, les méthodes d'évaluation de temps de cycle telle que MTM, qui sont les plus utilisées dans l'industrie lors de la conception de poste de travail, s'intéressent uniquement à des notions de distance à parcourir avec les mains et pas réellement à des notions de position et orientation des mains ou encore à la posture de l'opérateur.

Pour préciser ces aspects, prenons maintenant un exemple de situation de travail représentative de l'objet de notre étude : une opération d'encollage d'un filtre à air dans l'industrie automobile est illustrée à la figure 1.3. Sur ce poste de travail répétitif, l'opératrice doit reproduire le même mode opératoire, qui peut être décomposé en 6 points de passage des mains : l'opératrice prend un filtre à coller arrivant d'un convoyeur sur sa gauche pendant qu'elle dépose un filtre collé dans un convoyeur sur sa droite (1^{re} situation des mains). L'opératrice doit ensuite ramener le filtre à coller vers elle (2^{me} situation des mains), le passer dans une machine à colle se situant en face d'elle (3^{me} situation des mains), coller entre eux les embouts du filtre (4^{me} situation des mains), compresser le filtre sur le plan de travail (5^{me} et 6^{me} situations des mains) et enfin déposer le filtre collé dans un convoyeur sur sa droite en prenant en même temps un nouveau filtre à coller arrivant d'un convoyeur sur sa gauche (retour à la 1^{re} situation des mains).

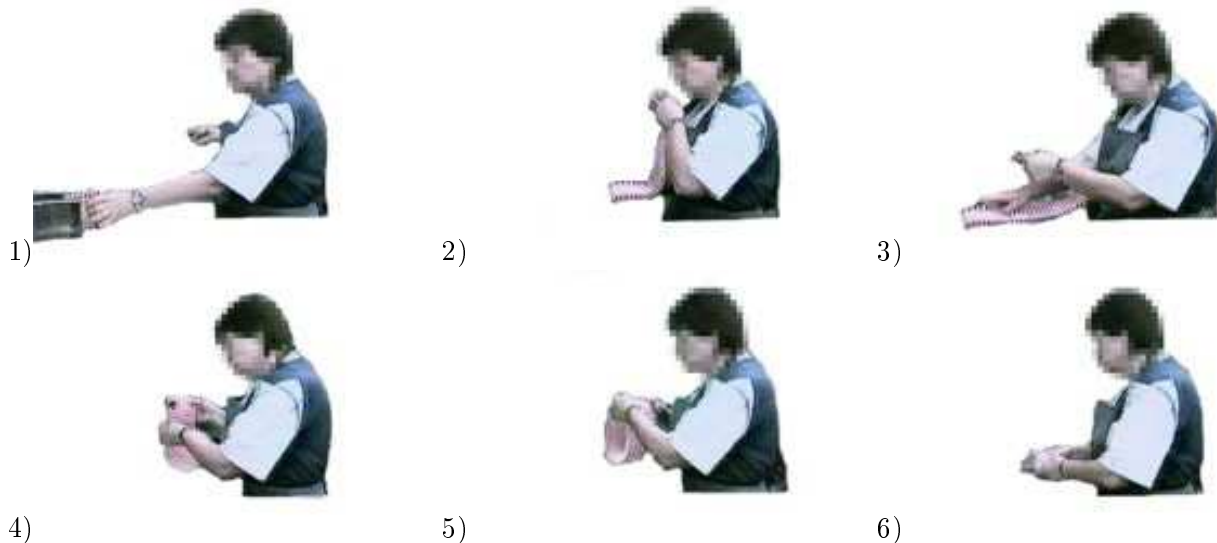


FIG. 1.3 – Exemple de poste de travail industriel décomposé en séquence de points de passage

L'état de l'art industriel concernant l'étude d'un tel poste de travail est le suivant :

- peu d'outils sont utilisés. Les méthodes les plus utilisées en phase de conception de postes de travail sont les méthodes de type MTM qui ne s'intéressent qu'à la définition de la séquence d'action et au temps de cycle.
- les concepteurs n'ont pas d'outils à leur disposition permettant de décrire simplement la tâche à effectuer et de visualiser en 3D le mouvement de l'opérateur.
- les méthodes d'évaluation ergonomique utilisées par les médecins ou les préventeurs se basent sur l'évaluation articulaire de quelques postures. Celle-ci est faite *a posteriori* et de manière grossière.

Objectifs du partenaire

L'objectif du service prévention de la CRAM Midi-Pyrénées est de développer des outils ou méthodes d'aide à la réduction des gestes pouvant conduire à des TMS. Dans ce but, dès 2004, nous avons engagé une réflexion conjointe autour des possibilités offertes par les moyens de simulation pour la génération de mouvements et pour leur visualisation. Cette réflexion a ensuite abouti à la recherche de moyens d'aide à la conception de postes de travail qui viendraient en complément aux différentes méthodes d'analyse *a posteriori*.

Les objectifs suivants ont alors été définis :

- prédire et visualiser les mouvements que fera un opérateur sur un poste de travail pour un travail prescrit,
- à partir d'une prise d'information rapide sur le terrain, analyser la séquence complète des mouvements associés à une tâche,
- raisonner au niveau articulaire - ou squelettique - et détecter les postures qui requièrent des valeurs articulaires pouvant générer des TMS à partir de la classification INRS utilisée dans OREGÉ,
- permettre, à partir de ces informations, de formuler des directions d'amélioration pour le couple formé par la tâche et le poste de travail.

Les bénéfices attendus concernent aussi bien l'aménagement de la situation de travail (en limitant notamment les sollicitations biomécaniques des articulations) que l'organisation du travail puisqu'elle peut par exemple permettre de former à une gestuelle ergonomique ou encore mettre en adéquation des cadences de travail et des sollicitations articulaires.

Le public concerné englobe les concepteurs de poste de travail (visualisation d'un poste virtuel), les ergonomes et préventeurs (diagnostic et aménagement d'un poste existant), les médecins du travail (prévention des TMS) ou encore les opérateurs eux mêmes (formation au poste). Ainsi, la solution logicielle développée doit constituer un moyen de communication privilégié entre ces différents acteurs de l'entreprise.

Démarche adoptée

En fonction de ces différents éléments, nous avons défini un programme de recherche qui a pour objectif la génération en simulation de mouvements - ou l'animation - de mannequin numérique sur poste de travail à caractère répétitif.

Plus précisément, comme la situation de travail répétitive peut être définie par une séquence de points de passage à atteindre, l'objectif est de générer un mouvement automatique entre ces différents points de passage. Les données d'entrée liées à une tâche particulière sont la posture initiale du mannequin et la spécification des points à atteindre par ses mains, l'objectif est de générer un calcul automatique de postures en séquence, sans dépassement des limites articulaires, d'un opérateur dans son espace de travail. Une des difficultés de la démarche consiste à créer des mouvements similaires à ceux que pourraient faire des opérateurs humains : on s'efforcera de produire des mouvements réalistes ou plausibles. Le mouvement simulé doit permettre d'analyser les valeurs articulaires et de les comparer aux valeurs de l'INRS. Il peut aussi éventuellement permettre d'analyser les efforts statiques articulaires.

De nombreux domaines d'application s'intéressent au mouvement humain. Dans le domaine médical, par exemple, de nombreuses disciplines sont liées à l'étude du mouvement humain : la physiologie (étude du rôle, du fonctionnement et de l'organisation mécanique, physique et biochimique des organismes vivants), la biomécanique (étude des propriétés mécaniques des organismes vivants) ou encore les neurosciences (étude de l'anatomie et du

fonctionnement du système nerveux). Le mouvement humain est également étudié dans des domaines tels que le sport, ou la création de contenus multimédia (jeux vidéos, cinéma ...) qui cherchent à animer des humains virtuels de manière réaliste. Enfin, la robotique humanoïde est également un domaine qui s'inspire de l'étude du mouvement humain [Yoshida E. 05] [Barthélemy S. 07]. Pour mener à bien notre étude, il est nécessaire de cerner les activités connexes à notre problématique et de s'inspirer des techniques utilisées dans différentes disciplines. L'analyse du mouvement humain soulève de nombreuses questions, à différents niveaux. Dans ce mémoire, nous nous sommes attachés à rechercher une solution pour notre problème particulier.

Nous allons à présent nous intéresser aux différentes techniques d'animation utilisées dans différents domaines et contextes.

1.2 Techniques d'animations

De manière générale, pour animer un mannequin numérique, on peut soit rejouer un mouvement à partir d'un mouvement capturé sur des sujets réels, soit construire un modèle mathématique qui relie des contraintes et produit un mouvement sans enregistrement préalable. Il est également possible de coupler ces 2 méthodes pour, par exemple, adapter des mouvements réels capturés pour un nouveau squelette de morphologie différente.

Ainsi, les méthodes couramment employées en animation et simulation 3D par ordinateur pour la génération de mouvement peuvent être divisées en trois grandes familles [Multon F. 98] [Multon F. 06] :

- les méthodes qui permettent de générer un mouvement à partir d'un mouvement de référence, ce dernier étant le plus souvent acquis sur des sujets réels par du matériel d'acquisition de mouvement ou *motion capture*,
- les méthodes de la cinématique qui étudient les propriétés géométriques du mouvement indépendamment des forces qui causent ce mouvement,
- les méthodes de la dynamique, s'appuyant sur les lois de la physique, qui s'intéressent aux causes du mouvements, c'est-à-dire aux actions mécaniques mises en jeu.

1.2.1 Acquisition de mouvement

Développés à la fin des années 1990, les systèmes d'acquisition de mouvement modernes permettent d'enregistrer des mouvements acquis - ou *capturés* - sur des sujets réels. En fonction de l'emplacement des sources capturées et des récepteurs, ils peuvent être classifiés en 3 catégories [Ménardais S. 03] :

- les systèmes extérieur-entrant où les informations sont collectées par des récepteurs externes (non rattachés au corps humain) et les données acquises sont émises par des sources placées sur le sujet en mouvement. Les systèmes d'acquisition utilisant des caméras comme récepteurs font partie de cette catégorie (les marqueurs positionnés sur le corps étant les sources),
- les systèmes intérieur-sortant où des récepteurs intérieurs placés sur le corps du sujet collectent des informations émises par des sources externes, comme par exemple les systèmes d'acquisition magnétique où les récepteurs calculent les informations à partir de champs magnétiques ambiants,
- les systèmes intérieur-entrant où les sources et les récepteurs sont rattachés au corps du sujet. Par exemple, les systèmes d'acquisition mécaniques où les récepteurs sont des potentiomètres ou goniomètres et l'émetteur est le squelette humain font partie de cette catégorie.

Les systèmes d'acquisition, permettant de capturer des mouvements qui sont par la suite stockés dans des bases de données, sont couramment utilisées dans des domaines tels que l'étude du geste sportif, le cinéma, la télévision ou les jeux vidéo. Ces systèmes sont peu utilisés pour l'analyse des postes de travail car, en plus de leur prix élevé, ils sont à l'heure actuelle difficiles à mettre en œuvre dans le milieu industriel.

Les technologies et principes physiques mis en œuvre peuvent être répartis en 3 grandes familles : les systèmes opto-électroniques [Herda L. 00] [Herda L. 01], mécaniques et magnétiques [Molet T. 99]. Cependant, il existe d'autres systèmes d'acquisition moins répandus pour l'animation de mannequin tels que l'acquisition vidéo (qui se base sur une ou plusieurs images pour retrouver les positions et orientations des différentes parties du corps), les systèmes d'acquisition sonore (qui utilisent la vitesse de propagation du son dans l'air) ou la capture par centrales inertielles.

Quel que soit le système d'acquisition utilisé, les données récupérées doivent souvent être soumises à une phase de traitement permettant par exemple d'estimer les positions des centres articulaires ou de gérer des problèmes d'occultations de marqueurs dans le cas d'une acquisition optique.

1.2.1.1 Systèmes d'acquisition opto-électronique

La capture optique est basée sur la prise de vue synchronisée de plusieurs caméras (systèmes optiques tels que Vicon, MutiTrax, Elit ou Motion Analysis). Les caméras, placées avec différentes angulations, émettent des rayonnements infrarouges qui sont réfléchis par des marqueurs (généralement disposés aux voisinages des articulations) puis renvoyés à ces mêmes caméras (FIG. 1.4). Le recoupement des informations de chaque caméra par triangulation permet de déterminer la position du marqueur dans l'espace virtuel.

Une fois les images acquises, il convient généralement d'effectuer une phase de traitement afin d'extraire les positions 2D des marqueurs au cours du temps. Une phase d'identification, nécessitant la plupart du temps une aide manuelle, permet de labelliser les marqueurs. Une fois les marqueurs identifiés sur chaque image 2D, il est possible de reconstruire leur position spatiale par stéréoscopie (pour cela, un marqueur doit être visible par au moins 2 caméras). Le système renvoie les positions reconstruites des marqueurs. Enfin, une dernière phase de traitement est nécessaire pour retrouver les positions manquantes et localiser les centres articulaires.

Bien que pénalisée par la disparition temporaire de certains marqueurs durant le mouvement, cette technique permet d'obtenir une grande précision sur la position des marqueurs. La reconstruction des données articulaires peut nécessiter des traitements coûteux et introduit un biais sur ces données. L'avantage de cette solution est la liberté de mouvement puisqu'il n'y a aucun câblage.

Les systèmes opto-électroniques peuvent nécessiter une phase de traitements spécifique. Ainsi, des travaux se sont intéressés à la reconstruction des marqueurs lors des problèmes d'occultation [Boulic R. 98] ou à retrouver le positionnement du centre articulaire d'un marqueur dans le repère local du segment auquel il est rattaché [Boulic R. 00].

1.2.1.2 Systèmes d'acquisition mécaniques

La capture mécanique fonctionne grâce à un exosquelette (FIG. 1.5) dont les articulations sont dotées de capteurs de mesure angulaire (potentiomètres ou codeurs, par exemple). Ici, la mesure est proprioceptive et c'est le mouvement des articulations de l'exosquelette qui est enregistré avec une grande précision. Bien que cette technique ne présente aucun problème d'occultation, le gros désavantage des systèmes mécaniques est leur



FIG. 1.4 – Système de capture optique Vicon

incapacité à mesurer les translations. De plus, le système portatif est contraignant pour le sujet et limite les mouvements possibles.

1.2.1.3 Systèmes d'acquisition magnétiques

Les systèmes d'acquisition magnétiques se composent d'un ensemble de récepteurs (ou capteurs) placés sur le corps du sujet qui mesurent leurs positions et orientations spatiales par rapport à un émetteur par l'intermédiaire d'une unité électronique embarquée (FIG. 1.6). L'émetteur génère un champ électro-magnétique (de 3 à 15 mètres). Les capteurs sont en fait des bobines de fils électriques perturbant le champ magnétique, et dont le calcul des différences de potentiel avec l'antenne traduit à la fois leurs positions et orientations par rapport à celle-ci. Comme pour l'acquisition optique, une phase de traitement est nécessaire pour estimer la position des centres articulaires et les repères locaux associés aux segments du squelette.

Les systèmes les plus populaires sont Pholhemus Fastrack ou Ascension Technology Motion Star. Le principal avantage de cette méthode est que les signaux captés sont très peu interprétés, cependant cette méthode est moins précise que les précédentes et tout objet métallique inclus dans le champ, et plus généralement toute distorsion électro-magnétique, conduira à un "tremblement" des données captées. De plus, le câblage entre les récepteurs et l'unité électronique peut être parfois encombrant.

Diverses études s'intéressent aux traitements spécifiques des mouvements acquis par des systèmes magnétiques comme par exemple O'Brien et al. qui estiment la position des centres articulaires [O'Brien J. 00] ou Bodenheimer et al. qui proposent une procédure de traitement de mouvement acquis à partir de systèmes magnétiques [Bodenheimer B. 97].



FIG. 1.5 – Capture mécanique grâce à un exosquelette de la gamme Gypsy de Animazoo

1.2.1.4 Mélange (ou *blending*) et adaptation de mouvements capturés

Lorsque l'on utilise une base de données de mouvements capturés, il peut parfois être intéressant de déformer ces mouvements capturés, soit en adaptant un mouvement capturé soit en mélangeant différents mouvements capturés, pour répondre à de nouvelles contraintes.

Les méthodes de mélange de mouvements cherchent à obtenir un mouvement par composition de plusieurs mouvements capturés. Les premiers travaux dans ce domaine proposèrent des interpolations linéaires dans une base de données de trajectoires capturées [Ashraf G. 01] [Ashraf G. 00] [Pétré J. 03]. Une autre approche consiste à raisonner posture par posture plutôt que de considérer un mouvement dans sa globalité. Ainsi, des graphes de mouvements sont proposés [Kovar L. 02] [Lee J. 02] : chaque nœud correspond à une posture et chaque arc est une transition possible entre 2 postures [Wang J. 03] [Lee J. 04] [Gleicher M. 03].

Le principe de l'adaptation d'un mouvement est de modifier un mouvement capturé afin de résoudre des contraintes cinématiques ou dynamiques différentes, comme par exemple modifier un mouvement de préhension pour saisir un objet dont la position est différente par rapport à celle de la trajectoire capturée. Pour résoudre ce type de problème, une approche consiste à imposer des contraintes (position à un instant donné) et à utiliser des méthodes d'optimisation non-linéaire pour trouver une solution [Witkin A. 88] [Witkin A. 95a] [Cohen M.F. 92] [Ngo J. T. 93] [Liu Z. 94] [Fang A C. 03]. Ces méthodes se limitent généralement à des contraintes cinématiques, même si quelques travaux tentent de tenir compte partiellement de la dynamique [Zordan V. B. 05] [Pollard N. S. 00] [Zordan V. B. 99] [Arikan O. 05] [Komura T. 05].

Ainsi, Ménardais et Multon proposent une architecture logicielle permettant à la fois de combiner et d'adapter des mouvements capturés [Ménardais S. 03]. A partir de cette architecture, Kulpa [Kulpa R. 05] s'intéresse à l'adaptation de mouvements pour des contraintes cinématiques, dynamiques et cinétiques pour proposer une méthode de simulation de mouvements appelée MKM (Manageable Kinematic Motion) [Multon F. 08].

Enfin, il peut également être nécessaire d'adapter les trajectoires articulaires (obtenues par capture de mouvement) pour un nouveau squelette de morphologie différente. Plusieurs travaux s'intéressent à cette phase



FIG. 1.6 – Système de capture magnétique Ascension Technology Motion Star

d'adaptation : Monzani et al. utilisent un squelette intermédiaire pour adapter des trajectoires articulaires à une nouvelle morphologie [Monzani J.-S. 00], Choi et Ko proposent une adaptation temps réel des mouvements d'un personnage à un autre [Choi K.J. 00] ou encore Ménardais et al. proposent une adaptation de trajectoires capturées pour un nouveau mannequin de morphologie différente ou pour un nouvel environnement [Ménardais S. 04]. Enfin, Pronost et al. proposent une interpolation, à partir d'une base de données de mouvements capturés, en fonction des paramètres anatomiques d'une personne à simuler [Pronost N. 06]. Yamane et al. proposent une approche d'animation de personnage manipulant des objets combinant un planificateur de trajectoires et une base de données de mouvement capturés [Yamane K. 04].

1.2.1.5 Conclusions

Les systèmes d'acquisition de mouvements, principalement utilisés pour des domaines d'applications tels que le cinéma, les jeux vidéo ou le domaine sportif, permettent d'enregistrer des mouvements capturés sur des sujets réels. La première utilisation de ces données enregistrées est le play-back de ces enregistrements sur les structures squelettiques associées. Ces mouvements, stockés dans des bases de données ou restitués en temps réel, peuvent également être mélangés (pour exécuter une nouvelle tâche sensiblement différente) ou adaptés (à des mannequins de morphologies différentes par exemple).

Dans le cadre de notre étude, ces techniques peuvent être envisagées pour l'analyse de postes existants par simple play-back afin de détecter les zones de travail des différentes articulations et fournir ainsi une véritable mesure posturale pour remplacer ce qui n'est souvent qu'une estimation de la posture. Elles posent néanmoins des

problèmes de coût et de mise en œuvre technique sur le terrain (connexions filaires, exosquelettes contraignants, occultations, conditions d'éclairage ou perturbations du champ électromagnétique, par exemple).

En ce qui concerne la conception de postes, on pense naturellement à utiliser les techniques de mélange ou d'adaptation de mouvements à partir de base de données de mouvements capturés. Dans ce domaine, plusieurs questions restent ouvertes : comment constituer la base de données ? et surtout, quels mécanismes d'adaptation faut-il mettre en œuvre pour produire de cette manière des mouvements réalistes à partir de cette base de donnée ?

1.2.2 Méthodes de génération automatique de mouvement

Par opposition aux méthodes basées sur l'enregistrement de données sur des sujets vivants, cette classe de méthodes a pour but de produire une animation de l'opérateur virtuel sans données enregistrées mais uniquement à l'aide de modèles. Lorsque l'on parle d'animation de systèmes poly-articulés, différents modèles sont envisageables. L'intérêt qu'il y a à les mettre en œuvre dépend des entrées et sorties du problème considéré. On peut distinguer :

- d'une part, les modèles qui permettent d'effectuer les transformations entre l'espace de la tâche, l'espace opérationnel, et l'espace des articulations, l'espace généralisé. On trouve dans cette catégorie les modèles géométriques et cinématiques ;
- d'autre part, ceux qui relient les causes mécaniques, les efforts, à leurs effets, les accélérations, en un état (position et vitesse) donné. Ce sont les modèles dynamiques.

Les premiers expriment comment les mobilités d'un système mécanique permettent de modifier la situation d'un ou de plusieurs corps particulier(s), un organe terminal le plus souvent, imposée par la tâche. Les seconds fournissent l'expression de l'équation fondamentale de la dynamique dans l'espace considéré.

1.2.2.1 Méthodes d'animation à base de modèle cinématique

On parle de *Modèle Cinématique Direct* (MCD) lorsque l'on agit directement sur les liaisons mécaniques du système et qu'on observe en résultat l'évolution d'un organe terminal. Cela revient à commander chaque DDL indépendamment. Depuis longtemps en robotique, on sait qu'il est extrêmement long et complexe de positionner un organe terminal par ce type de méthode, y compris pour un simple robot industriel à 6 liaisons, en raison des couplages. On imagine qu'une telle approche pour un opérateur virtuel doté d'un grand nombre d'articulations fournira des résultats insatisfaisants dans un grand nombre de cas. On pourra cependant tenter d'animer un personnage sans expliciter le changement d'espace si les données sont décrites en terme de posture. Si par exemple, il s'agit de relier une posture initiale à une posture finale, cela peut-être réalisé par interpolation de ces deux postures [Ménardais S. 03]. Ainsi, une trajectoire articulaire est représentée par une série de positions articulaires clés, les données intermédiaires étant obtenues par interpolation. Un mouvement est donc une succession de postures calculées à une fréquence donnée. En plus du type d'interpolation utilisé, la qualité du mouvement dépend du choix des positions articulaires. Le mouvement qui en résulte au-delà de la simplicité à le générer, risque bien de n'avoir aucune autre qualité. Son utilisation peut cependant être motivée par la recherche d'une trajectoire sans collision effectuée dans l'espace des configurations après une phase de planification [Choset H. 05] ou pour simuler un moteur de marche [Zeltzer D. 82] [Boulic R. 90] [Multon F. 98] [Sun H. C. 01]. Elle peut

également se justifier dans les cas pour lesquels l'opérateur tend vers des postures de référence ou de repos, en fin de mouvement par exemple.

En général, la tâche impose la situation d'un corps particulier, une main par exemple, et on recherche une posture. On a donc besoin explicitement d'un modèle de transformation d'espace pour relier la situation de ce corps à une posture c'est à dire à l'ensemble des valeurs de chaque paramètre articulaire. On parle alors de *Modèle Cinématique Inverse* (MCI). Ici, les données d'entrée sont dans l'espace de la tâche et on exprime via la transformation d'espace une valeur correspondante au niveau des articulations.

La commande par cinématique inverse est une notion très classique en robotique. Elle pose néanmoins des problèmes de nature très différente selon le nombre de liaisons mises en jeu et la nature de la tâche à effectuer. En effet, le corps humain dispose naturellement de bien plus de possibilités de mouvements (ou DDL) que de contraintes à vérifier. Le problème est donc sous contraint et entraîne une infinité de postures possibles. Il convient donc de choisir, dans l'espace des solutions, celles qu'un être humain aurait naturellement réalisées. En biomécanique, cet aspect a été remarqué très tôt, notamment par Bernstein [Bernstein N. 67] qui a utilisé le vocable "*Problème mal posé*". Comme il existe une infinité de solutions, il est également possible d'imposer des contraintes cinématiques supplémentaires : contraindre le pied à rester au sol ou le regard à fixer un point [Girard M. 85] [Boulic R. 92] par exemple.

Enfin, si le principe des méthodes de cinématique inverse est bien connu, la mise en œuvre robuste et pertinente pose un certain nombre de problèmes. Ces aspects seront développés dans la suite de ce mémoire.

Le centre de masse est un paramètre important dans le contrôle de l'équilibre et, il peut donc être nécessaire dans certains cas de contraindre sa position dans l'espace des solutions. Boulic, qui impose des contraintes sur le centre de masse pour une chaîne cinématique à 8 DDL, parle de *cinétique* inverse [Boulic R. 96b] [Boulic R. 94]. Cependant, même en imposant des contraintes sur le centre de masse, il existe encore une fois un grand nombre de postures possibles dans l'espace des solutions.

Les techniques de cinématique inverse peuvent également être couplées à d'autres méthodes. Ainsi la planification consiste à chercher un chemin menant d'une situation initiale à une situation finale. Les techniques de planification, principalement utilisées en robotique pour piloter un robot dans un environnement contraint (évitement d'obstacle) [Kavraki L. E. 96] [Jiménez P. 98] [Choi M. G. 03] ont récemment été couplées à des algorithmes de mélange de mouvements [Pettré J. 03] et de cinématique inverse [Esteves C. 05] [Esteves C. 06b] [Esteves C. 06a] pour piloter des humanoïdes dans un environnement complexe. Ainsi, le déplacement et l'orientation du mannequin numérique sont obtenus par planification tandis que les trajectoires articulaires des membres sont générées par les autres approches (contrôle des bras par cinématique inverse et des jambes par mélange de mouvement de locomotion capturés issus d'une base de données par exemple).

La représentation cinématique du mouvement permet d'obtenir des trajectoires d'origine qui peuvent par la suite être :

- modifiées pour les adapter à une nouvelle situation de l'organe terminal. Divers travaux proposent de déformer ou de modifier un mouvement de référence par cinématique directe [Witkin A. 95b] [Bruderlin A. 95],
- mélangées pour obtenir une nouvelle trajectoire. Par exemples, Wiley et Hahn mélangent de manière interactive des trajectoires cinématiques de référence en les projetant préalablement dans un espace plus approprié pour l'interpolation [Wiley D.J. 97] ou Boulic et al. proposent un mélange pondéré de trajectoires articulaires issues de mouvements élémentaires [Boulic R. 97].

1.2.2.2 Méthodes d'animation à base de modèle dynamique

La modélisation dynamique peut également être employée dans le cadre de l'animation. Selon les cas, elle est à l'origine du mouvement produit ou bien elle permet *a posteriori* de calculer des grandeurs physiques sur un mouvement donné. On parle de modèle dynamique (ou modèle dynamique inverse) lorsque l'on déduit la valeur des efforts à partir de la connaissance des accélérations pour l'état courant, et de modèle dynamique direct lorsque la donnée et l'inconnue sont inversées [Dombre E. 88].

Dans le premier cas, la modélisation dynamique peut-être utilisée pour évaluer les efforts résultants d'une évolution temporelle de la posture. Dans le second, la donnée des efforts en l'état courant permet de calculer l'accélération résultante et donc l'évolution à partir de cet état. En aucun cas, la modélisation dynamique ne permet de résoudre la transformation d'espace. Le plus souvent, le modèle dynamique est étudié dans l'espace généralisé. Il relie donc les couples et les forces exercées par les actionneurs et les positions, vitesses et accélérations articulaires. Selon que l'on s'intéresse au calcul en ligne ou aux propriétés du modèle dynamique, deux formalismes sont principalement utilisés :

- le formalisme de Newton-Euler qui permet un calcul itératif implicite efficace,
- le formalisme de Lagrange qui fournit un modèle explicite global pour les équations du mouvement à partir de la donnée des énergies cinétique et potentielle du système. Il fournit un système d'équations différentielles (en nombre égal à celui des liaisons de la chaîne cinématique) couplées, d'ordre deux et non linéaires dans lesquelles on peut isoler les différents termes et coefficients dynamiques : matrice d'inertie, termes centrifuges et de Coriolis, vecteur des efforts de gravité, efforts de frottement ou d'interaction avec l'environnement.

Les modèles dynamiques, qui prennent en compte les accélérations, les forces et les inerties mises en jeu lors d'un mouvement, sont ainsi fondés sur une représentation mécanique du squelette humain conduisant à un système d'équation différentielles non linéaires du second ordre. Plusieurs travaux ont été menés pour générer automatiquement ces équations (comme par exemple ceux de Arnaldi [Arnaldi B. 89a] et Dumont [Dumont G. 90]) et plusieurs méthodes de résolution numériques ont été proposées.

Arnaldi et al. [Arnaldi B. 89b] proposent une simulation de mouvement en modélisant un bras devant atteindre un point et tracer un cercle sur un plan. Pour prendre en compte l'action des muscles, un ressort et un amortisseur sont ajoutés à chaque DDL. Huang et al. [Huang Z. 94] proposent une combinaison de la dynamique directe et inverse pour la génération de mouvement sur un mannequin avec 49 articulations et 88 DDL. Un algorithme de résolution de la dynamique inverse basé sur le formalisme de Newton-Euler est utilisé pour calculer les forces et les couples produits par les articulations pour accomplir un mouvement désiré. Les forces et couples calculés sont ensuite utilisés par la dynamique directe pour exécuter le mouvement final en présence de forces et couples extérieurs. Maurel et al. [Maurel W. 96] proposent une simulation dynamique d'un modèle biomécanique du complexe musculo-squelettique du bras et de l'épaule, incluant la déformation par éléments finis des tissus mous et de la contraction musculaire (ce travail s'incluant dans le projet européen CHARM¹⁶). La modélisation dynamique peut également être utilisée pour simuler un moteur de marche [Bruderlin A. 89]. Cependant, Multon [Multon F. 06] rappelle qu'il n'est pas aisé ni intuitif de définir, lors de la génération de mouvement avec un modèle dynamique, l'évolution des couples articulaires nécessaires à la réalisation d'une tâche, celle-ci étant généralement définie par des contraintes cinématiques (position d'un objet à atteindre par

¹⁶Comprehensive Human Animation Ressource Model

exemple).

De manière générale, les difficultés associées à la modélisation dynamique sont [Dombre E. 88] :

- le grand nombre d'opérations induit,
- la difficulté à fixer la valeur des coefficients dynamiques avec précision (frottements, raideurs, inertie,...),
- la difficulté à déterminer le "grain" du modèle (muscles, articulation,...) en fonction de la tâche à réaliser et des effets prépondérants,
- l'absence de loi physiologique pour imposer les profils de couple ou d'accélération et par là-même la difficulté à ajuster la commande [Thalmann D. 91].

On peut aussi exprimer la dynamique au niveau opérationnel. Dans ce cas, le modèle relie les positions, vitesses, accélérations et efforts de l'organe terminal [Khatib O. 87] et cette modélisation ne suffit pas à décrire les évolutions au niveau des liaisons.

L'information relative à la dynamique peut être utilisée plus indirectement. On peut par exemple penser que le mouvement humain résulte de l'optimisation d'un critère intégral mettant en jeu la dynamique par analogie avec le *principe de moindre action* de Hamilton [Culioli J.C. 94]. La résolution de ce type de problème fournit une solution qui est une évolution temporelle de la configuration. Ces aspects sont discutés plus en détail dans le chapitre 3. On peut également considérer qu'une partie seulement du modèle dynamique peut-être utile. C'est le cas notamment lorsque l'on considère que le mouvement humain est dépendant des caractéristiques inertielles contenues dans le modèle dynamique comme on le verra au chapitre 4.

1.2.3 Conclusions

Nous venons de recenser les différentes techniques permettant d'animer un mannequin numérique. Les deux grandes familles d'approches procurent deux moyens d'actions principaux :

- un mouvement capturé sur des sujets réels est rejoué sur la structure squelettique correspondante et éventuellement utilisé pour créer d'autres mouvements,
- un modèle reliant la définition de la tâche à la structure squelettique permet de produire un mouvement sans enregistrement préalable.

Il est également possible de coupler ces deux approches en utilisant des mouvements capturés et des éléments de modélisation cinématique.

Compte tenu du type d'applications que l'on souhaite simuler, nous avons retenu la seconde option. La pertinence des mouvements obtenus va donc dépendre à la fois de la nature des phénomènes considérés, d'origine cinématique et/ou dynamique, et des lois de commande appliquées à ces modèles.

1.3 Conclusions

Ce premier chapitre présente la problématique générale de notre étude. Pour tenter de réduire l'augmentation des TMS liés au travail répétitif, nous nous intéressons au mouvement humain sur ces postes. A l'heure actuelle, trois familles de méthodes sont utilisées pour l'évaluation, *a priori* ou *a posteriori*, des postes de travail :

- les outils spécifiques à l'évaluation de risque de TMS (données permettant de quantifier certains facteurs de risque incluant des grilles d'évaluation permettant d'attribuer un score à une posture de travail) utilisés par les préventeurs,

- les mannequins numériques 3D et suites PLM,
- les méthodes d'évaluation de temps de cycle.

L'expérience du terrain de notre partenaire ainsi que notre évaluation de l'existant nous ont montré :

- que les postes de travail sont très souvent conçus par des méthodologies liées à la mesure du temps de cycle à partir de la décomposition en actions élémentaires de type MTM,
- que les informations de posture, les valeurs que prennent certaines articulations sont à la base des méthodes d'évaluation des TMS,
- enfin, que les outils de PLM sont peu utilisés.

Ceci nous a poussé à développer notre démarche dans le cadre de la génération automatique de séquences de mouvements élémentaires. Dans ce domaine, selon que l'on veut rejouer un mouvement, comme dans l'industrie du divertissement, ou que l'on veut produire un mouvement sans enregistrement préalable, dans une optique de conception par simulation, les techniques disponibles diffèrent. Elles vont de la capture de mouvement à la mise en œuvre de modèles entrées-sorties. Dans le premier cas, aucune connaissance n'est nécessaire en dehors de la mesure. Dans le second, il est nécessaire de construire un modèle à partir des caractéristiques de la tâche et du mouvement humain.

Dans ce mémoire, nous avons développé une approche sans recours systématique à des données enregistrées sur le vivant i.e. sans base de données de mouvements capturés. En effet, notre objectif d'analyse et de conception de postes de travail s'accompagne d'un impératif de simplicité, de faible coût d'utilisation et de compréhension des déterminants du mouvement humain. L'outil de génération de mouvement doit être simple d'utilisation et indépendant de tout dispositif de mesure *in situ* ou de la réalisation de prototype physique de poste de travail. Notre objectif est finalement proche de celui poursuivi par les outils de PLM dans leurs modules d'ergonomie ou d'animation de l'humain. Concernant ces derniers, il faut cependant remarquer que bien peu d'information est disponible concernant leur moteur d'animation et que le mouvement automatique qu'ils fournissent n'est pas très satisfaisant.

Chapitre 2

Modélisation

Dans ce chapitre, nous présentons les hypothèses retenues pour la modélisation de la tâche à effectuer et de l'opérateur humain. La première partie est consacrée à la définition des données d'entrée, à la description de la tâche, puis à celle des données en sortie.

Après avoir rappelé quelques notions anatomiques, nous présentons les différentes zones corporelles de la partie haute du corps ainsi que leurs mouvements principaux. Nous nous intéressons ensuite à la définition de différents paramètres (données anthropométriques, valeurs de butées articulaires, masses et paramètres inertiels) qui sont intégrés au modèle. Après avoir énoncé les hypothèses simplificatrices liées à notre cadre applicatif, nous présentons la structure géométrique de notre mannequin – ou "opérateur virtuel". Finalement, la notion de redondance, géométrique ou cinématique, qui en résulte et qui est au cœur de la problématique scientifique de ce travail est introduite.

2.1 Tâche et posture

2.1.1 Situation d'un corps

Dès la définition de la tâche à réaliser, nous avons à décrire sans ambiguïté où se trouvent les éléments dans la scène : la pièce à manipuler, l'outil, le plan de travail par exemple. Lorsqu'il va s'agir de simuler l'action de l'opérateur, nous allons également devoir spécifier la posture de celui-ci : où se trouve sa main, son buste, ses pieds, etc. La description géométrique d'une scène composée de différents objets revient à déterminer la position relative de tous les points de ceux-ci. Si les objets sont déformables, la distance entre deux points d'un même objet n'est pas fixe et la description de la scène nécessite une grande quantité d'information : soit une description exhaustive de tous les points d'intérêt, soit la connaissance de certains points, des lois de déformation et des contraintes qui produisent cette dernière. Si les objets sont supposés rigides et indéformables, cette description est simplifiée car la distance entre deux points d'un même objet ne varie pas.

Les éléments de notre opérateur et de son environnement sont composés de corps supposés rigides et, selon le cas, fixes ou mobiles. On choisit un référentiel commun fixe lié à l'atelier. Dans ce repère, on peut retrouver la position de tous les points d'un corps solide à partir de la donnée des coordonnées d'un point particulier et de l'orientation d'un repère lié à ce solide vis à vis du référentiel. Cette paire constituée des coordonnées d'un point et de l'orientation d'un repère tous deux liés au solide, constitue la *situation* du corps. Quand un corps n'est lié mécaniquement à aucun autre, il suffit localement de 6 paramètres indépendants pour décrire sa situation.

Une tâche de manipulation impose la situation d'une ou des deux mains et éventuellement d'autres corps. On notera \mathbf{X} le vecteur de ces m paramètres de situation (aussi appelés coordonnées opérationnelles). Dans notre cas, les valeurs de m peuvent être 3, 6, 9, 12 selon que la tâche impose explicitement la seule position d'une main, la situation d'une main, la position des deux mains, la position de l'une et la situation de l'autre, ou enfin la situation des 2 mains. L'espace opérationnel – encore appelé espace de la tâche – est celui dans lequel est défini ce vecteur \mathbf{X} des m paramètres de situation. Il est noté \mathcal{X} et est localement assimilable à \mathbb{R}^m si les m paramètres de situation ont été choisis localement indépendants.

Il nous faut décrire la situation des mains pour définir les données d'entrée mais également utiliser l'information de situation de chacun des corps composant la chaîne cinématique de l'opérateur pour calculer les données de sortie. L'information de position est la plupart du temps décrite par les coordonnées cartésiennes de position même si pour certains problèmes à géométrie spécifique, les coordonnées sphériques ou cylindriques peuvent être

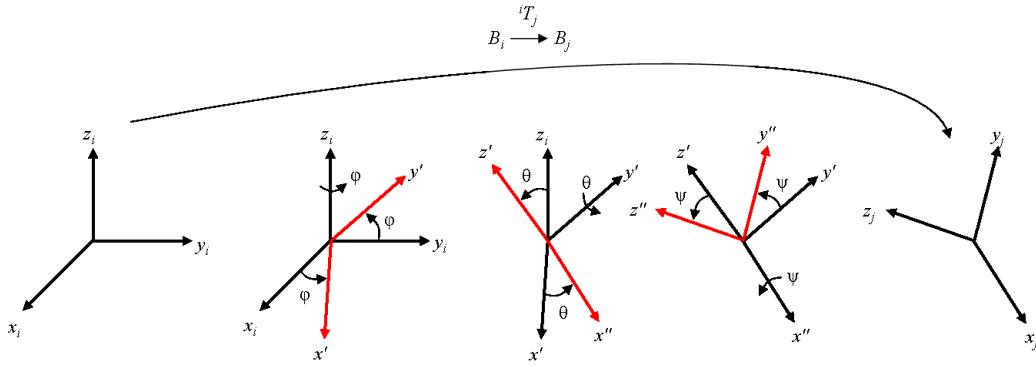


FIG. 2.1 – Transformation de la base B_i en la base B_j par les angles de Roulis-Tangage-Lacet

intéressantes. Pour l'orientation, comme celle-ci est définie sur un espace localement isomorphe à \mathbb{R}^3 et qui n'est pas parallélisable, tout ensemble de 3 coordonnées ne permet de décrire l'ensemble des matrices de rotation que localement. On est donc naturellement confrontés au choix entre :

1. un système de coordonnées en nombre minimal égal à 3 mais qui possède des singularités,
2. ou bien un ensemble de paramètres liés en nombre supérieur à 3 partout défini [Renaud M. 96].

On peut noter qu'un choix qui apparaît optimal en termes de compromis relatif au nombre de paramètres et à l'absence de singularités est celui des quaternions où l'orientation est définie par 4 paramètres.

Pour notre part, nous avons retenu des choix plus intuitifs pour la spécification de la tâche. Dans la première catégorie, nous avons utilisé le système des angles de Roulis-Tangage-Lacet. Ainsi, l'orientation d'un repère vectoriel B_j dans un repère vectoriel B_i est déterminée par la spécification de trois angles (φ angle de Roulis, θ angle de Tangage et ψ angle de Lacet) correspondant à 3 rotations successives : si x_i , y_i et z_i sont les axes physiques du repère d'origine, on fait subir à ce repère une première rotation autour de l'un de ses axes physiques, puis une seconde rotation autour d'un second axe physique et enfin une troisième rotation autour du troisième axe physique (FIG. 2.1). La définition classique de la succession des axes physiques est $z_i - y_i - x_i$. Il existe d'autres systèmes de 3 angles tels que les angles d'Euler ou de Bryant.

Dans la catégorie des représentations à paramètres non indépendants, nous avons utilisé les cosinus directeurs : l'orientation d'un repère par rapport à un autre est obtenue par la matrice de 9 cosinus directeurs liés par les six relations d'orthonormalité. Celle-ci est naturellement incluse dans le formalisme des matrices homogènes qui regroupe l'information de changement d'un repère affine $R_i = (O_i, x_i, y_i, z_i)$ en un repère affine $R_j = (O_j, x_j, y_j, z_j)$ dans une matrice homogène de la manière suivante :

$${}^i T_j = \begin{bmatrix} {}^i A_j & {}^i \mathbf{P}_j \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^i \mathbf{s}_j & {}^i \mathbf{n}_j & {}^i \mathbf{a}_j & {}^i \mathbf{P}_j \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

où

la matrice ${}^i A_j$, de dimension (3×3) , représente l'orientation,

le vecteur colonne ${}^i \mathbf{P}_j$, de dimension (3×1) , représente l'origine du repère R_j exprimée dans le repère R_i ,

${}^i \mathbf{s}_j$, ${}^i \mathbf{n}_j$ et ${}^i \mathbf{a}_j$, de dimension (3×1) représentent respectivement les vecteurs unitaires suivant les 3 axes du repère vectoriel B_j exprimés dans le repère vectoriel B_i .

2.1.2 Posture et configuration

Quand on considère une série de corps articulés entre eux, la situation relative de 2 corps liés par une articulation (ou liaison) est contrainte par cette dernière. Un nombre de paramètres indépendants inférieur à 6 suffit à décrire la situation relative de ces 2 corps. Lorsque la liaison ne permet qu'un déplacement élémentaire d'un corps par rapport à l'autre (translation ou rotation suivant un axe unique), la valeur d'un paramètre, de translation ou de rotation selon le cas, suffit à décrire la situation relative des 2 corps. Si $n + 1$ corps sont reliés deux à deux par des liaisons de ce type, la situation d'un de ces corps et la connaissance de n paramètres suffisent à décrire la situation des $n + 1$ corps dans l'espace. Le vecteur qui regroupe ces n paramètres, qui forment un ensemble de *coordonnées généralisées* est le vecteur de *configuration* du système de corps articulés. On utilise également le terme *posture* pour la valeur que prend ce vecteur. On le notera \mathbf{q} . L'espace généralisé – ou encore espace des configurations – est celui dans lequel on décrit naturellement la posture ou configuration du mannequin. Il est de dimension n où n dépend donc du nombre de corps, de la classe des liaisons entre ces corps et du type de chaîne cinématique (ouverte, fermée, arborescente). Il est lié au choix du modèle retenu pour décrire l'opérateur virtuel. Dans une tâche de manipulation à une et même à deux mains, nous nous placerons toujours dans un contexte pour lequel il est possible de considérer que l'on a à commander une chaîne arborescente composée de liaisons de classe 5 i.e. de DDL égal à 1. Dans ce cas, n est égal au nombre de variables articulaires indépendantes et correspond au nombre de DDL de la structure mécanique et au nombre de liaisons.

Quand on considérera la structure squelettique d'un opérateur humain, on pourra naturellement caractériser la situation relative que prennent les différents segments en terme de posture ou de configuration. Connaître la posture de l'opérateur, c'est donc connaître la position de tous les points de sa structure cinématique.

Remarque : Le système d'unité choisi est le suivant :

- les coordonnées de position x , y et z sont exprimées en mètres,
- les coordonnées de d'orientation φ , θ et ψ sont exprimées en radians.

2.2 Modélisation de la tâche

On considère ici que la tâche est constituée par une séquence de déplacements élémentaires. Lorsque le travail considéré est répétitif, la même séquence est répétée. On utilise le terme *trajectoire* pour l'évolution spatiale d'un vecteur \mathbf{p} en fonction d'un paramètre scalaire tel que l'abscisse curviligne s , et on note $\mathbf{p}(s)$ [Le Lionnais F. 05]. Le terme *mouvement* sera utilisé pour décrire l'évolution de ce vecteur en fonction du temps $\mathbf{p}(t)$.

2.2.1 Nature des consignes

Du point de vue spatial, selon que le déplacement s'apparente à un mouvement d'atteinte ou de transport, ou bien qu'il corresponde au suivi précis d'un profil, on peut séparer les déplacements sur poste de travail en deux catégories :

- les déplacements à trajectoire imposée qui imposent la trajectoire entre deux points définis (par exemple la dépose de joint ou de ruban de colle),
- les déplacements point à point qui ne sont définis que par des points de départ et d'arrivée et éventuellement par des points de passage (pour l'évitement d'obstacle par exemple) : un déplacement de manutention en

est un exemple typique.

Dans la plupart des cas, le travail sur poste est décomposé en séquences de déplacements point à point. Nous nous attachons principalement à résoudre ce type de cas. Néanmoins, nous verrons que, lors de la résolution, le déplacement point à point sera transformé, dans une étape intermédiaire, en un déplacement à trajectoire imposée. S'il s'agit d'inclure un suivi de profil dans une séquence de travail, ce sera donc possible sans difficulté particulière.

2.2.2 Nature des séquences : données d'entrée

Lors de la conception d'un poste de travail par des méthodes d'évaluation de temps de cycle (méthode MTM par exemple), la tâche de l'opérateur est définie par le concepteur comme une succession de manipulations à réaliser. Celles-ci peuvent être naturellement traduites en situations successives des mains. Une traduction dégradée de ceci est fournie lors d'une étude MTM puisque seule est spécifiée la distance entre la main et l'objet à atteindre ; seule une partie de l'information de position est prise en compte.

Bien qu'il paraisse naturel de spécifier cette situation des mains par rapport au poste de travail, on peut également la spécifier par rapport à une posture de référence de l'opérateur. Si c'est le cas, cette posture de référence (par exemple, l'opérateur est assis en position médiane devant le poste de travail) est la donnée initiale, et elle sera décrite par la situation du corps de référence de l'opérateur - le bassin par exemple - qu'on notera $\mathbf{X}b$ et la posture i.e. la situation relative de tous les corps de la chaîne cinématique vis à vis de ce corps de référence qu'on notera \mathbf{q}^0 puisque c'est la configuration initiale.

Ainsi, en conception ou en analyse, la donnée liée à la première étape dans la séquence des mouvements à effectuer sera donc le couple $Y=(\mathbf{X}b, \mathbf{q}^0)$ formé par la situation du corps de référence et la posture de départ. Cette posture constitue également la posture finale à atteindre à l'issue de la séquence de mouvements lorsqu'elle est cyclique. Le processus complet devrait amener à juger si cette valeur, dans les deux cas, est pertinente.

Les différentes étapes de manipulation sont ensuite décrites par la position ou la situation de la (ou des) main(s) ; rien ne permettant *a priori* de prédire la posture associée. On peut donc considérer qu'une séquence complète sera composée d'un couple initial (situation du bassin, posture), d'une succession de situations des mains et enfin, lorsque la séquence est cyclique, d'un couple final (situation du bassin, posture) identique au couple initial. Soit encore, pour une tâche qui passe par $(N - 1)$ situations intermédiaires et qui nécessite N déplacements élémentaires :

$$\text{T\^a}che = \text{s\^e}quence\{(\mathbf{X}b, \mathbf{q}^0); \mathbf{X}^1; \mathbf{X}^2; \dots; \mathbf{X}^{(N-1)}; (\mathbf{X}b, \mathbf{q}^0)\}$$

où les \mathbf{X}^i sont les situations successives des mains. Dans notre cas, $\mathbf{X}b$ est constant (ce qui signifie que la situation de référence du bassin ne varie pas).

2.2.3 Données de sorties

L'objectif de nos travaux est de fournir une animation de l'opérateur virtuel à son poste de travail à partir des seules données présentes dans la séquence type ci-dessus, et de façon à ce que les mouvements du mannequin soient proches de ceux d'un humain. Ces mouvements et les postures résultantes doivent pouvoir être analysés au moyen des méthodes d'analyse développées dans le domaine de l'ergonomie du poste de travail. Bien que



FIG. 2.2 – Position anatomique

ces méthodes résultent du traitement de données relatives aux domaines de la médecine et de la bio-mécanique, elles font abstraction de ces données et se basent sur l'observation des mouvements et postures et, à un degré moindre, sur la mesure d'efforts statiques. C'est la raison pour laquelle, les données de sortie principales de la méthode de génération de mouvement développée¹ sont constituées de la séquence de postures :

$$\text{Mouvement}\{\mathbf{q}^0; \mathbf{q}^{1,1}, \mathbf{q}^{1,2}, \dots, \mathbf{q}^{1,P}; \mathbf{q}^{2,1}, \mathbf{q}^{2,2}, \dots, \mathbf{q}^{2,P}; \dots; \dots; \mathbf{q}^{N-1,1}, \mathbf{q}^{N-1,2}, \dots, \mathbf{q}^{N-1,P}; \mathbf{q}^0\}$$

où $\mathbf{q}^{i,P}$ réalise \mathbf{X}^i et où les postures $\mathbf{q}^{i,j}; j = 1, \dots, P$ sont les échantillons du déplacement de $\mathbf{q}^{i,P}$ à $\mathbf{q}^{i+1,P}$ ou en d'autres termes la succession de postures réalisant le passage de la situation \mathbf{X}^i à la situation \mathbf{X}^{i+1} .

De manière à pouvoir produire ces données, nous nous intéressons maintenant aux caractéristiques du mouvement humain.

2.3 Modélisation de l'humain

Après avoir rappelé quelques notions anatomiques, nous allons présenter les différentes zones corporelles ainsi que leurs mouvements principaux afin de pouvoir proposer une modélisation adaptée à la mise en œuvre d'une méthode d'animation de la partie haute du corps humain.

2.3.1 Rappels anatomiques et physiologie articulaire

2.3.1.1 Position anatomique et plans de référence

La position anatomique (FIG. 2.2), fixée par convention mondiale, est définie comme un "corps humain, vivant, debout, les membres supérieurs le long du corps, la paume des mains tournées en avant".

Dans l'espace, trois plans orthogonaux sont définis (FIG. 2.3) :

- le plan sagittal (ou aussi appelé plan de profil),
- le plan frontal (ou aussi appelé plan de face),
- le plan latéral (ou aussi appelé plan du dessus ou plan horizontal).

¹La méthode fournit également les efforts statiques articulaires en chacune de ces postures, mais ce n'est pas son objectif principal

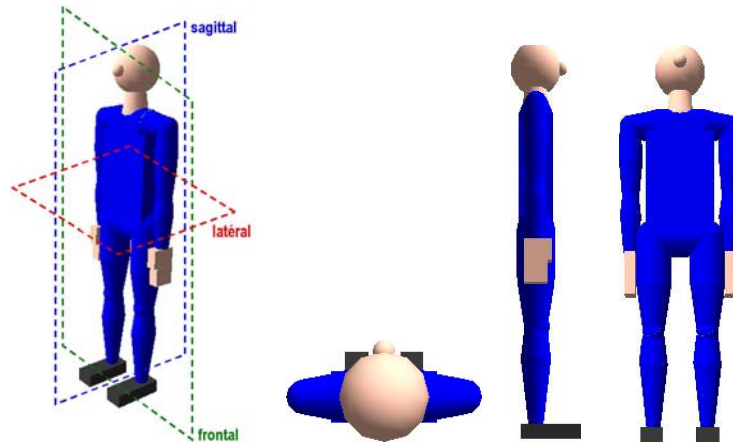


FIG. 2.3 – Plans de référence : latéral, sagittal et frontal

2.3.1.2 Le buste

Le buste est composé de 3 zones segmentaires correspondant à 3 groupes de vertèbres (en faisant abstraction du sacrum et du coccyx) : le rachis lombaire (composé de 5 vertèbres), le rachis dorsal (composé de 12 vertèbres) et le rachis cervical (composé de 7 vertèbres). Nous nous intéressons aux mouvements du buste dans son ensemble et ne cherchons pas à modéliser indépendamment le mouvement de chaque vertèbre. Dans sa globalité, le buste peut effectuer 3 types de mouvement [Kapandji A. I. 04] : les mouvements de flexion-extension (FIG. 2.4), les mouvements d'inclinaison ou d'inflexion latérale (FIG. 2.5) et de rotation axiale (FIG. 2.6). Le buste est donc modélisé par 3 DDL.

2.3.1.3 La clavicule et l'épaule

Le complexe articulaire de l'épaule est composé de 3 os (l'omoplate, la clavicule et l'humérus) et de 5 articulations (les articulations scapulo-humérale, sous-deltaïdienne, scapulo-thoracique, acromio-claviculaire et sterno-costoclaviculaire). Pour des raisons de simplification du modèle, nous ne considérons que les mouvements principaux de cette zone corporelle, c'est pourquoi nous modélisons le complexe articulaire de l'épaule par 2 articulations distinctes : la clavicule et l'épaule.

Nous nommons par clavicule le groupement osseux permettant de faire le lien entre le buste et les épaules. Ainsi, la clavicule est modélisée par 2 DDL permettant de générer 2 types de mouvements [Kapandji A. I. 05] : les mouvements d'élévation-abaissement dans le plan frontal (mouvement permettant d'hausser les épaules, FIG. 2.7) et les mouvements d'antéposition-réposition dans le plan latéral (FIG. 2.8).

L'épaule, articulation proximale du membre supérieur, est la plus mobile des articulations du corps humain [Kapandji A. I. 05]. Elle possède 3 DDL, ce qui lui permet d'orienter le membre supérieur par rapport aux 3 plans de l'espace :

- les mouvements de flexion-extension (la flexion correspond au mouvement de grande amplitude qui tend à amener le membre en avant du plan frontal tandis que l'extension correspond au mouvement de faible amplitude qui tend à amener le membre en arrière du plan frontal) exécutés dans le plan sagittal (FIG. 2.9),
- les mouvements d'abduction-adduction (l'abduction correspond au mouvement qui écarte le membre supérieur du tronc tandis que l'adduction tend à rapprocher le membre supérieur du tronc) effectués dans

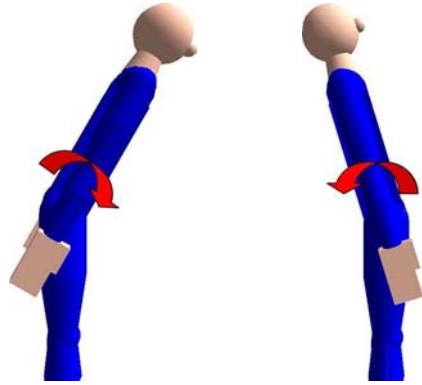


FIG. 2.4 – Mouvement de flexion-extension du buste

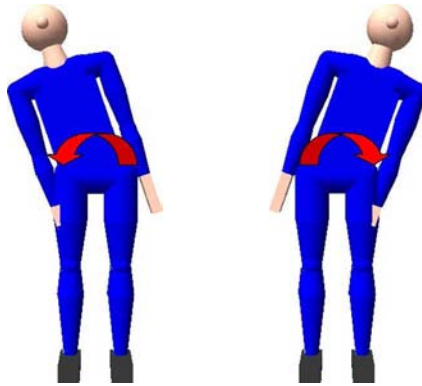


FIG. 2.5 – Mouvement d'inflexion latérale du buste



FIG. 2.6 – Mouvement de rotation interne-externe du buste

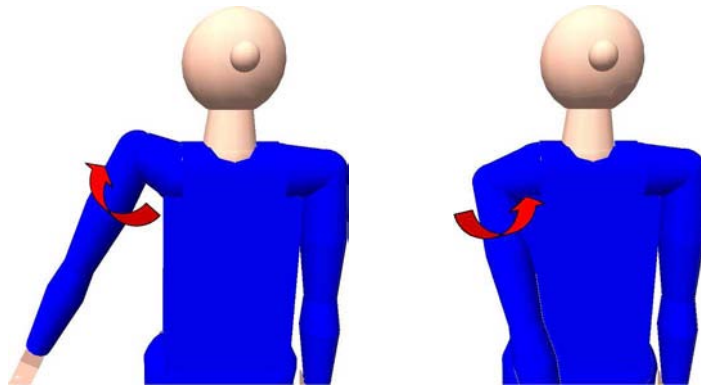


FIG. 2.7 – Mouvement d'élévation-abaissement de la clavicule



FIG. 2.8 – Mouvement d'antéposition-rétoposition de la clavicule

le plan frontal (FIG. 2.10)

- et les mouvements de rotation interne-externe, mouvements de rotation du membre supérieur autour de son axe longitudinal, exécutés dans le plan latéral (FIG. 2.11)². La rotation interne amenant le membre vers l'intérieur tandis que la rotation externe porte le membre vers l'extérieur.

2.3.1.4 Le coude

Le coude est l'articulation intermédiaire du membre supérieur réalisant la jonction mécanique entre le bras et l'avant-bras [Kapandji A. I. 05]. Elle permet ainsi à celui-ci, orienté dans les 3 plans de l'espace grâce à l'épaule, de positionner la main plus ou moins loin du corps. Anatomiquement, le coude ne représente qu'une seule articulation puisqu'il n'y a qu'une seule cavité articulaire. Ainsi, nous modéliserons l'articulation du coude par un DDL permettant les mouvements de flexion-extension. La flexion est le mouvement qui porte l'avant-bras en avant tandis que l'extension est le mouvement qui porte l'avant-bras en arrière (FIG. 2.12).

L'articulation du coude intervient aussi lors d'un second mouvement : la prono-supination. La prono-supination est le mouvement de rotation de l'avant-bras autour de son axe longitudinal (FIG. 2.13). Ce mouvement nécessite la mise en jeu de 2 articulations mécaniquement liées : l'articulation radio-ulnaire supérieure appartenant anatomiquement au coude et l'articulation radio-ulnaire inférieure qui appartient anatomiquement au complexe articulaire du poignet. Ainsi, cette rotation longitudinale de l'avant-bras introduit un troisième DDL au niveau du complexe articulaire du poignet qui va permettre à la main de se présenter sous n'importe quelle orientation pour la préhension.

2.3.1.5 Le poignet

Le complexe articulaire du poignet, articulation distale du membre supérieur, comporte 2 articulations : l'articulation radio-carpienne et l'articulation médio-carpienne permettant à la main de se présenter dans la position optimale pour la préhension [Kapandji A. I. 05]. Ainsi, les mouvements du poignet sont :

- la flexion-extension dans le plan sagittal (FIG. 2.14). Dans le mouvement de flexion, la face palmaire de la main se rapproche de la face antérieure de l'avant-bras tandis que dans le mouvement d'extension, la face dorsale de la main se rapproche de la face postérieure de l'avant-bras.
- et les mouvements d'adduction-abduction (FIG. 2.15) dans le plan frontal.

Avec la prono-supination de l'avant bras, le complexe articulaire du poignet peut être modélisé par 3 DDL permettant à la main d'être orientée librement pour la préhension.

2.3.1.6 Le cou

Le rachis cervical est constitué de 2 parties anatomiques distinctes (le rachis cervical supérieur et le rachis cervical inférieur) qui se complètent mutuellement pour permettre à la tête d'effectuer 2 types de mouvements [Kapandji A. I. 04] : les mouvements de flexion-extension (FIG. 2.16) et des mouvements mixtes d'inclinaison-rotation (ou rotation interne-externe, FIG. 2.17).

²A partir de la position anatomique, les mouvements d'adduction sont mécaniquement impossibles en raison de la présence du tronc. Ainsi, à partir de cette position de référence, le mouvement d'adduction n'est possible que s'il est combiné avec un mouvement de flexion-extension (mouvement d'adduction de faible amplitude s'il est précédé par un mouvement d'extension et mouvement d'adduction de plus grande amplitude s'il est précédé d'un mouvement de flexion).

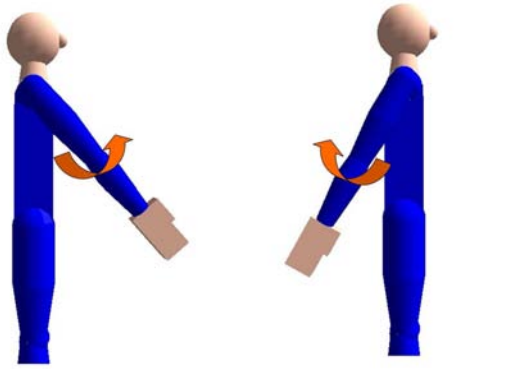


FIG. 2.9 – Mouvement de flexion-extension de l'épaule

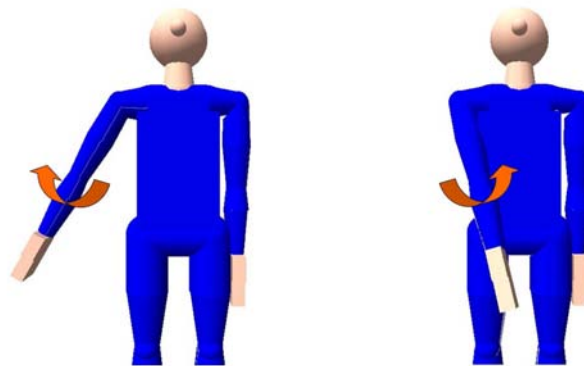


FIG. 2.10 – Mouvement d'abduction-adduction de l'épaule



FIG. 2.11 – Rotation interne-externe de l'épaule

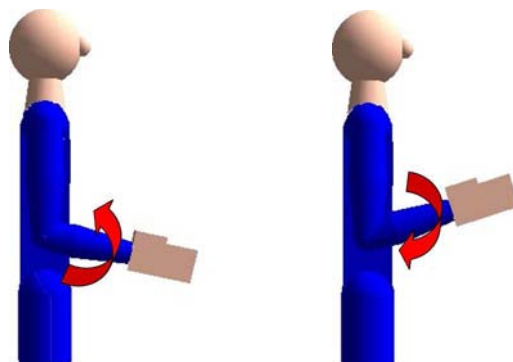


FIG. 2.12 – Mouvement de flexion-extension du coude

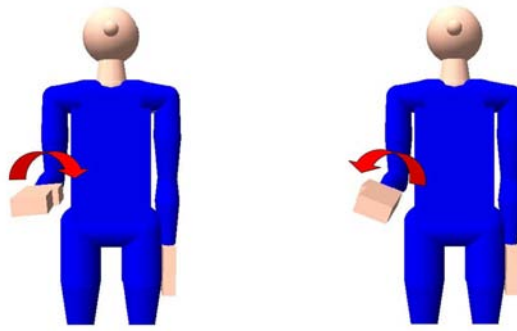


FIG. 2.13 – Mouvement de pronosupination

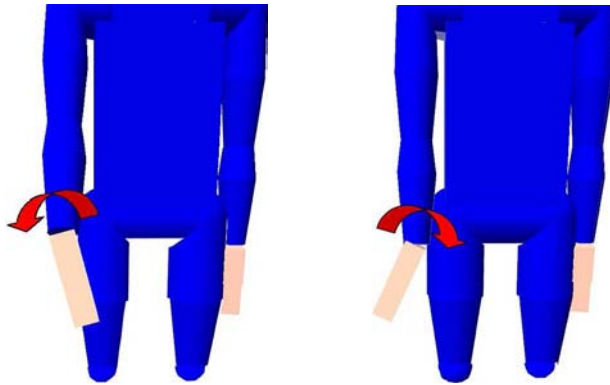


FIG. 2.14 – Mouvement de flexion-extension du poignet

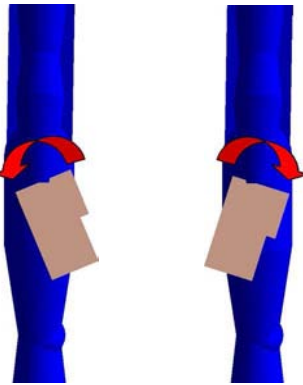


FIG. 2.15 – Mouvement d'abduction-adduction du poignet

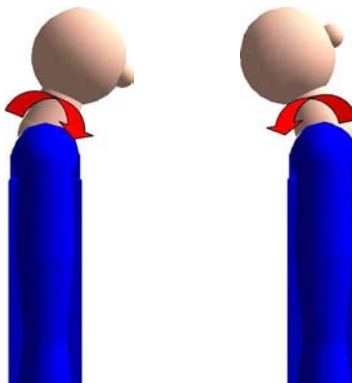


FIG. 2.16 – Mouvement de flexion-extension du cou

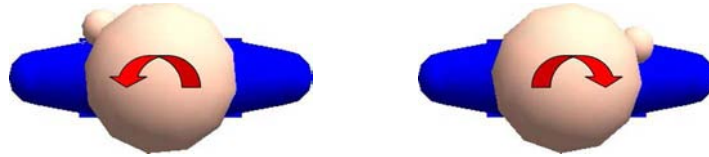


FIG. 2.17 – Mouvement de rotation interne-externe du cou

2.3.2 Valeurs anthropométriques

L'anthropométrie est l'étude des proportions du corps humain permettant par la suite d'effectuer des classifications. La dimension des segments des différentes parties du corps humain varie en fonction de différents paramètres : sexe, origine ethnique, etc... On pourra se référer à des états de l'art sur diverses études s'intéressant aux longueurs des segments corporels tels que ceux proposés par Zatsiorsky [Zatsiorsky V. M. 02] ou par Chaffin et al. [Chaffin D. B. 06].

Les bases de données anthropométriques les plus connues et les plus utilisées (notamment par les solutions PLM) sont :

- U.S. Army ANthropometric SURvey (ANSUR) [Gordon C. C. 89b] [Gordon C. C. 89a] [Clauser C. E. 88] qui inclue un grand nombre de mesures sur des sujets hommes et femmes. Cette base de données est utilisée notamment par les solutions PLM Jack, Delmia et MANNEQUIPRO. Cependant, cette base de données n'est représentative que d'une population particulière : le personnel de l'armée américaine en 1988.
- National Health And Nutrition Examination Survey (NHANES) à été obtenue à la suite d'une étude conduite par le gouvernement américain à partir du début des années 60. La version NHANES III est basée sur des mesures effectuées en 1990 sur des sujets homme, femme et enfant de la population américaine³. Depuis 1999, le National Center for Health Statistics (NCHS) actualise tous les deux ans ses données, l'échantillonnage est plus restreint que celui de la base NHANES III.
- Une étude de l'évolution des valeurs anthropométriques de la population américaine de 1960 à 2002 est proposée par Ogden et al. [Ogden C. L. 04].
- National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) finança au début des années 1980 une étude pour le développement d'une nouvelle génération de mannequins afin de les utiliser pour la simulation d'accidents automobile. Elle a conduit à la génération de la base Anthropometry of Motor Vehicle Occupants (AMVO) incluant des femmes de petite taille et des hommes de moyenne et grande taille [Schneider L. W. 83c] [Schneider L. W. 83a] [Schneider L. W. 83b].

Il existe également d'autres bases de données anthropométriques représentatives de populations plus spécifiques telles que celles obtenues sur des sujets enfants [Owings C. L. 75] [Snyder R. G. 75b] [Snyder R. G. 75a] [Reed M. P. 05], sur la population coréenne (Korea Research Institute of Standards and Sciences - KRISS [Park S. J. 99]), sur le personnel de la NASA [NASA], sur des personnes à mobilité réduite (Human Anthropometric Data Requirements Investigation and ANalysis - HADRIAN [Gyi D. E. 01]). Cette dernière base est utilisée par le logiciel SAMMIE.

Nous avons retenu les résultats de l'étude de Drillis et Contini [Drillis R. 66] dans laquelle des valeurs anthropométriques moyennes sont obtenues : la longueur des membres est évaluée par une approximation du pourcentage de la taille de la personne à simuler (FIG. 2.18). L'avantage de cette étude est que seule la taille

³Données disponibles sur le site du NCHS : <http://www.cdc.gov/nchs/Default.htm>

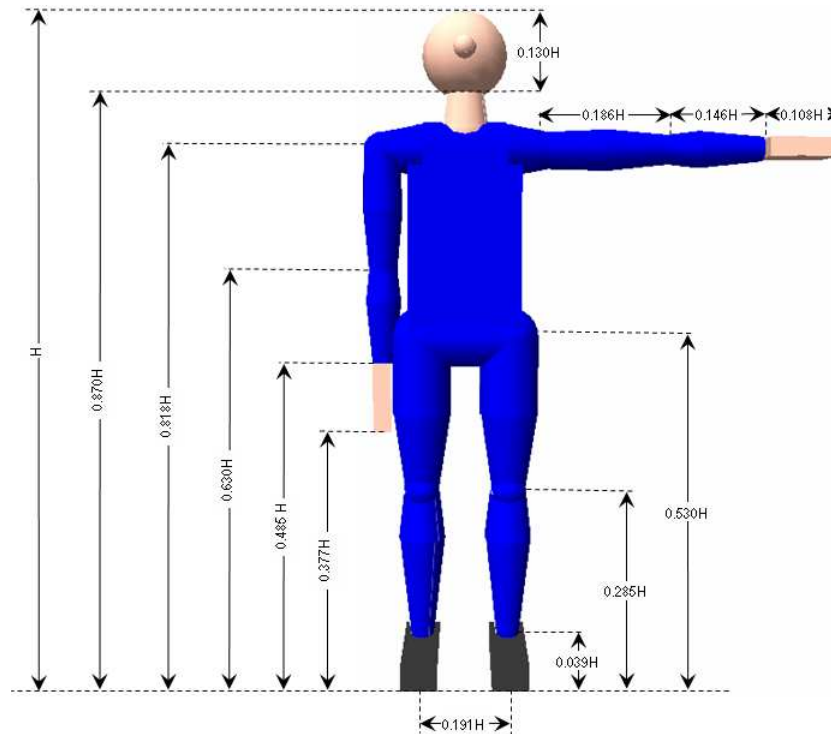


FIG. 2.18 – Longueur des segments corporels en fonction de la taille de la personne à partir de l'étude de Drillis et Contini [Drillis R. 66]

de l'opérateur doit être connue pour en déduire la longueur des membres. Ce choix peut être modifié pour appliquer à notre mannequin d'autres longueurs de membres sans mise en cause et modification de la méthode de génération de mouvement développée.

2.3.3 Butées articulaires

Pour générer des mouvements similaires à ceux d'un opérateur, un critère essentiel est le respect des butées articulaires. En effet, chaque mouvement permet un débattement articulaire limité que nous prendrons en compte dans nos algorithmes de génération de mouvements. Ainsi, les butées articulaires (TAB. 2.1) appliquées à notre modèle sont issues de données physiologiques [Kapandji A. I. 04] [Kapandji A. I. 05].

	flexion/extension		abduction/adduction		rotation interne/externe	
	min	max	min	max	min	max
buste	-55°	95°	-35°	35°	-40°	40°
clavicule	-	-	-15°	45°	-10°	25°
épaule	-50°	180°	-30°	150°	-30°	140°
coude	0	160°	-	-	-	-
poignet	-45°	15°	-85°	85°	-85°	90°
cou	-75°	40°	-	-	-50°	50°

TAB. 2.1 – Butées articulaires appliquées à notre mannequin [Kapandji A. I. 04] [Kapandji A. I. 05]

Il convient de noter que les amplitudes articulaires du buste sont variables suivant l'âge, elles diminuent en vieillissant, et suivant l'individu, selon sa souplesse [Kapandji A. I. 04] [Kapandji A. I. 05]. Ainsi, nous retenons une valeur moyenne de ces butées articulaires pour le cas courant, mais il est possible d'imposer d'autres valeurs

de butées articulaires à notre algorithme pour simuler également des personnes à mobilité réduite ayant des débattements articulaires réduits.

2.3.4 Masses et paramètres inertiels

Afin de proposer des stratégies de génération de mouvements produisant des mouvements proches de ceux produits par un humain, il convient de prendre en compte des données inertielles telles que les masses des corps et les positions des centres de gravité. Bjornstrup [Bjornstrup J. 95] propose un état de l'art historique, du 17ème siècle à nos jours, des différentes études et méthodes d'estimation des dimensions corporelles : de Borelli qui fut le premier à s'intéresser aux masses des segments corporels en 1680 à Wei et Jensen qui étudient les masses, centres de masse et moments d'inertie par scannerisation [Wei C. 95]. Zatsiorsky [Zatsiorsky V. M. 02] ou Chaffin et al. [Chaffin D. B. 06] recensent les études s'intéressant aux masses, centres de masse et moments d'inertie les plus utilisées dans la littérature.

De la même façon que lors de l'évaluation de la longueur des membres, nous avons retenu une solution dans laquelle seule la taille de l'opérateur doit être connue pour déduire les masses des segments et la position des centres de gravité. Les relations, obtenues dans l'étude de [Cor 88], entre la taille de l'opérateur et les masses de chacun des segments d'une part et la position des centres de gravité d'autre part sont données dans la table 2.2 et à la figure 2.19 respectivement. D'autres valeurs de masses segmentaires ou de position des centres de gravité peuvent être appliquées à notre mannequin sans mise en cause et modification de la méthode de génération de mouvements développée.

Segment	Centre de gravité	Masse (Kg)
Abdomen + Thorax	G1	27,3
Avant-bras	G2,G5	2
Bras	G3, G6	1,4
Mains	G4, G7	0,5
Cou + Tête	G8	5,3

TAB. 2.2 – Répartition des masses corporelles [Cor 88]

2.3.5 Choix d'un modèle : hypothèses simplificatrices

2.3.5.1 Contexte général

Les raisons pour lesquelles il est intéressant de visualiser et modéliser l'activité humaine dans un environnement peuvent être très diverses. Les modèles et fonctionnalités associées le sont également. Une représentation simplifiée du corps humain est couramment proposée dans le cadre de l'animation 3D [Ménardais S. 03] : l'être humain est alors modélisé par un ensemble de couches successives qui sont généralement regroupées en trois ensembles que sont le squelette, les muscles et la peau, ceci afin de définir une enveloppe corporelle.

Les muscles sont des organes contractiles, disposés autour des pièces squelettiques qu'ils sont destinés à mouvoir. Constitués de fibres élastiques, le corps humain compte quelques 600 muscles [Gray H. 04]. En se contractant et se décontractant, ils permettent au corps de s'animer et de se déplacer, ainsi que de se tenir ou se maintenir en position. Delp a proposé une représentation musculo-squelettique relativement complète du corps humain intégrant un grand nombre de muscles [Delp S. L. 95]. Cette représentation a été reprise plus

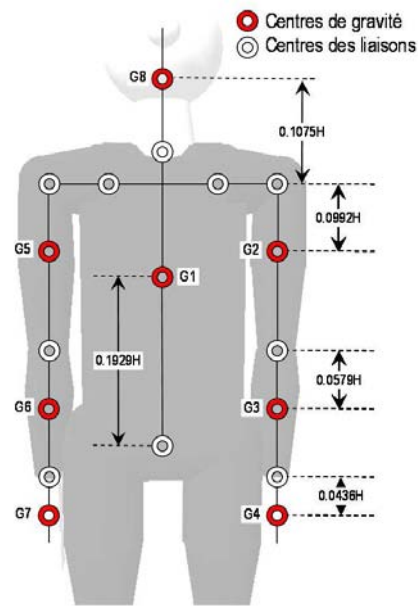


FIG. 2.19 – Position des centres de gravité [Cor 88]

récemment en robotique [Nakamura Y. 05]. Cependant, ce type de représentation pose un grand nombre de problèmes puisque la localisation des insertions musculaires joue un rôle significatif dans le calcul des forces mises en jeu.

Bien qu'il existe de nombreux modèles de muscles, qu'ils soient géométriques [Scheepers F. 97] [Zuo L. 03] [Wilhelms J. 97b] [Wilhelms J. 97a] [Thalmann D. 96] ou physiques [Aubel A. 00] [Aubel A. 01a] [Aubel A. 01b] [Zhu Q.H. 99] [Nedel L. 98] [Nedel L.P. 98] [Lemos R. 01] [Gourret J.P. 89] [Magenat Thalmann N. 95] [Teran J. 03], et comme nous ne nous intéressons pas dans ce travail à un rendu réaliste de l'enveloppe extérieure de l'opérateur, ces travaux ne sont pas développés ici (le mannequin retenu permet de décrire le mouvement apparent et ne représente pas la complexité de la structure musculo-squelettique). Notre démarche est centrée sur la génération de mouvements pour une structure cinématique qui reproduit les mouvements possibles pour l'humain. Le niveau de modélisation et les hypothèses retenues sont présentés dans le paragraphe suivant.

2.3.5.2 Choix d'un modèle articulaire

Le choix d'un modèle est conditionné principalement par :

- la nature des entrées et des sorties,
- les informations disponibles sur la relation entrées-sorties et le modèle interne.

Notre étude tend à déterminer les valeurs articulaires – les postures – par lesquelles passe l'opérateur humain pendant la séquence décrivant la tâche. Ces valeurs articulaires permettent ensuite de valider l'appartenance à des ensembles de postures respectivement *acceptables*, *non recommandées* ou *dangereuses*. Nous devons donc utiliser un modèle basé sur le même niveau de représentation (et surtout avec le même schéma articulaire) dans lequel on peut isoler la valeur d'un DDL cartographié par l'INRS par exemple. Cette cartographie fait abstraction du niveau "actionneur" – musculaire ou squelettique – pour se focaliser sur le mouvement visible tel qu'il est décrit aux paragraphes précédents. Nous proposons donc un modèle articulaire permettant de (re)produire ces

mouvements. Le squelette humain peut être représenté par un assemblage de solides rigides articulés où les os, qui sont représentés par des segments, sont reliés entre eux par des articulations. Le grand nombre de segments (206 os au total [Gray H. 04]), donne lieu à un système complexe. Selon le but recherché et les moyens employés, on doit toujours se demander s'il est pertinent de conserver un modèle complet ou s'il vaut mieux le simplifier.

Au delà de l'utilisation de corps rigides et de liaisons idéales pour représenter respectivement les segments et les articulations, deux types de simplifications sont principalement utilisées :

1. la transformations de chaînes complexes ou fermées dotées d'une cinématique complexe en chaînes simples ouvertes qui produisent le même mouvement apparent. Ainsi, une liaison articulaire représente le centre de rotation entre deux os. Étant donné la complexité de certaines parties du squelette humain, la zone de contact entre deux os ne permet pas d'avoir un unique centre de rotation lors du mouvement : par exemple, la surface articulaire de la tête humérale (os du bras faisant la liaison entre l'épaule et le coude) est une sphère non régulière, ce qui induit des rotations non parfaites. Ainsi, le centre de courbure d'une surface articulaire ne coïncide pas obligatoirement avec le centre de rotation de l'articulation car, outre la forme de la surface de l'articulation, interviennent également le jeu mécanique de l'articulation, la tension des ligaments et la contraction des muscles. Il est commun [Maurel W. 00] [Kapandji A. I. 05] d'effectuer des simplifications sur les articulations en utilisant des liaisons rotoïdes idéales afin de pouvoir représenter les mouvements du corps humain énumérés ci-dessus et c'est la solution que nous avons retenue. Cependant, dans d'autres perspectives, certains auteurs proposent des représentations les plus fidèles possibles de certaines parties du corps comme par exemple l'épaule avec un modèle à 5 DDL [Ng-Thow-Hing V. 03] ou un modèle incluant une boucle fermée scapulo-thoracique [Maurel W. 00] ; ou encore la colonne vertébrale [Furukawa D. 01], composée de 24 vertèbres (7 cervicales, 12 dorsales, 5 lombaires plus le sacrum et le coccyx).
2. le regroupement d'articulations qui répètent la même structure cinématique en une articulation équivalente. A titre d'exemple, la mobilité du buste nécessite de faire un choix relatif au nombre d'articulations. Principalement, ces articulations peuvent être vues de deux manières :
 - la première qui consiste à étudier simplement les valeurs articulaires associées à chaque vertèbre,
 - la seconde qui consiste à additionner l'action des différentes vertèbres pour reconstruire uniquement la situation des corps qui supportent les membres supérieurs et la tête. On ne s'intéresse pas alors à la représentation interne de la colonne vertébrale mais à la donnée de sortie qui consiste à amener en position (et éventuellement en orientation) la première vertèbre dorsale pour pouvoir ensuite faire bouger la tête grâce aux cervicales.

Les différentes vertèbres peuvent être vues comme l'empilement de rotules idéales. Le mouvement résultant est donc celui d'une rotule dans le second point de vue. L'intérêt qu'il y a à modéliser l'ensemble de ces vertèbres n'existe véritablement que dans les cas pour lesquels :

- on veut reproduire fidèlement une posture acquise,
- on dispose d'un modèle qui permet de prédire comment ces rotules vont combiner leur action dans un mouvement donné [Monheit G. 91].

Dans le cadre de la génération automatique de mouvement, seul le second cas nous concerne directement. Étant donné le peu de résultats disponibles, et surtout dans la mesure où les cartographies de modèles articulaires (INRS en particulier) ne distinguent pas l'action individuelle de ces vertèbres, nous avons opté



FIG. 2.20 – Mannequin complet composé de 19 corps et 37 articulations

pour un modèle de commande qui pilote uniquement les membres supérieurs. En effet, dans notre cas, les mouvements du buste servent simplement à amener les bras et la tête en position.

En résumé, modéliser par un grand nombre vertèbres la colonne vertébrale n'est pas tellement plus compliqué que de représenter celle-ci par une ou deux rotules. Par contre, la commande *pertinente* de ces différentes articulations – qui constituent un système très redondant – ne semble pas possible compte tenu des résultats de la littérature.

2.3.6 Structure géométrique du mannequin

A partir des données anthropométriques (nous renseignant sur la longueur des membres), des notions de physiologie articulaire (nous informant de la position et du nombre de DDL de chaque articulation) et des hypothèses simplificatrices retenues, nous pouvons maintenant définir la structure géométrique de notre mannequin à la base de la mise en équation des modèles utilisés pour la génération de mouvement. Pour décrire ce système mécanique articulé, nous utilisons le paramétrage introduit par Denavit et Hartenberg dans les années 50 et adapté à la fin des années 80 par Khalil et Kleinfinger [Khalil W. 86], qui convient aussi bien pour les chaînes ouvertes simples que pour des structures arborescentes.

Un mannequin complet a été développé (FIG. 2.20). Ce mannequin, composé de 19 corps (7 corps pour la partie basse du corps et 12 corps pour la partie haute) et de 37 articulations (14 DDL pour la partie basse du corps et 23 DDL pour la partie haute), est compatible avec la norme H-ANIM⁴.

La plupart des solutions PLM propose une représentation d'un mannequin complet en modélisant les parties haute et basse. De plus, certains mannequins possèdent une représentation détaillée de la colonne vertébrale et des mains. Par exemples, la solution Jack propose un mannequin avec 69 segments (dont 17 pour la colonne vertébrale et 16 pour chaque main) et 68 articulations, le mannequin proposé par Delmia comprend une centaine d'articulations et 104 segments corporels (avec également une représentation détaillée de la colonne vertébrale et des mains), le mannequin du logiciel SAMMIE dispose de 23 corps rigides et une vingtaines d'articulations,

⁴H-Anim (<http://www.h-anim.org/>) est une norme standard internationale (ISO/IEC FCD 19774) de structure de données pour personnage 3D animés destinée à rendre les personnages virtuels compatibles avec les différents systèmes de modélisation, animation, capture de mouvements et visualisation. Ainsi, la représentation d'un personnage 3D articulé respecte une hiérarchisation (racine, liaisons, segments...) et des conventions afin d'assurer la compatibilité des personnages.

alors que dans la solution logicielle RAMSIS il est modélisé par 54 segments et 53 articulations, dans BHMS une représentation poussée de la colonne vertébrale avec 24 segments est effectuée, enfin, dans Anthropos-Ergomax le mannequin comprend 90 segments (dont 24 pour la colonne vertébrale) et 90 articulations.

Une représentation articulaire comparable à celle proposée ici est aussi mise en œuvre dans le domaine des robots humanoïdes. Citons, par exemple, le robot HRP-2 (Humanoid Robotics Project) de Kawada Industries Inc. possédant 30 DDL (6 par jambes, 6 par bras, 3 pour le buste et 3 pour le regard), ou le robot ASIMO (Advanced Step in Innovative MObility) développé par Honda avec 34 DDL (1 pour le regard, 7 par bras, 2 par main, 3 pour le tronc et 6 par jambe).

Le mannequin que nous avons développé peut être animé liaison par liaison, mais les solutions de génération automatique de mouvement ne mettent en jeu que la partie haute dans la mesure où elles concernent les postes de travail assis ou debout à poste fixe.

La partie haute du corps est modélisée par une structure arborescente à 23 DDL avec 3 chaînes cinématiques simples pilotant 3 organes terminaux (les 2 mains et la tête) où le buste, base de notre structure, est la partie commune aux 3 chaînes cinématiques (FIG. 2.21). Nous utilisons des liaisons idéales rotoïdes – ou pivot – réduisant le mouvement entre 2 corps à une rotation autour d'un axe qui leur est commun (la situation relative entre les 2 corps est donnée par l'angle autour de cet axe). Les liaisons rotules des articulations à 3 DDL (comme le buste, l'épaule et le poignet) sont modélisées par 3 liaisons de type pivot suivant les 3 axes de l'espace. Les 23 DDL, représentent les mouvements principaux présentés au paragraphe 2.3.1 et sont définis comme suit : 3 DDL pour le buste, 2 DDL pour les clavicules gauche et droite, 3 DDL pour les épaules gauche et droite permettant d'orienter le membre supérieur dans tous les plans de l'espace, 1 DDL au niveau des coudes gauche et droit dont le rôle est d'amener la main en position, 3 DDL pour les poignets gauche et droit afin d'orienter la main pour la préhension et 2 DDL au niveau des cervicales permettant de piloter le regard du mannequin. Ainsi, le mouvement de pronosupination de l'avant bras est modélisé par une rotation interne/externe au niveau du poignet : la modélisation mécanique du poignet n'est donc pas tout à fait fidèle à la réalité dans son fonctionnement, bien que les mouvements possibles de la main soient identiques. Enfin, notre modélisation est compatible avec les données INRS permettant de nous renseigner sur des postures respectivement acceptables, non recommandées ou dangereuses.

2.4 De la tâche à la posture : modèles et redondance

Ayant défini la tâche et la structure cinématique de l'opérateur, comment relie-t-on la réalisation de la tâche à l'action de l'opérateur ?

Ceci doit être fait à la fois en statique : réalisation d'un repère outil ou d'une posture ; mais aussi en cinématique : évolution d'un repère à l'autre, d'une posture à l'autre, simulation d'un mouvement. Du point de vue statique, la difficulté est très différente selon la consigne. Si la consigne est une posture, elle définit la valeur aux articulations du squelette et il n'y a aucun traitement à fournir pour simuler l'opérateur. Remarquons qu'à l'exception du premier élément de la séquence, on connaît rarement la posture et on en cherche justement une.

Dans notre problématique, la tâche est principalement constituée par la donnée d'une séquence de repères attachés aux objets à manipuler, aux outils (remarquons que cela nécessite que l'on ait déjà planifié une stratégie de prise ou de positionnement des mains). \mathbf{X}^i est le vecteur qui représente les paramètres de ce(s) repère(s) dans

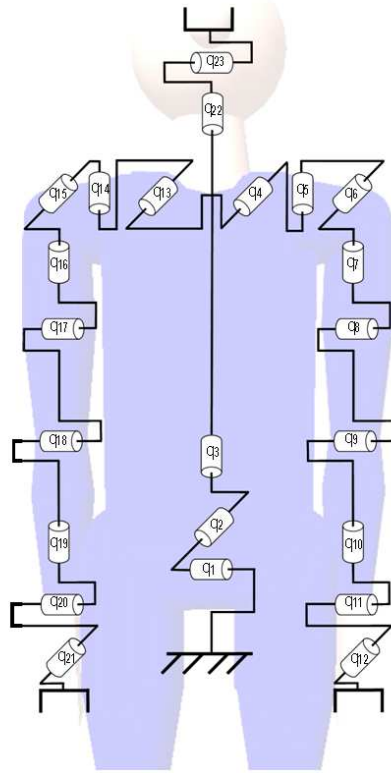


FIG. 2.21 – Modélisation géométrique de notre mannequin à 23 DDL

un repère fixe R_0 lié à son environnement.

Pour une posture donnée \mathbf{q}^i , les différents segments du squelette prennent une position relative particulière. Comme l'ensemble du squelette n'est pas rigidement fixé à un repère de référence, il nous faut aussi connaître les paramètres Xb d'un repère lié à un des corps⁵ de la structure cinématique. La donnée de Xb et de \mathbf{q}^i nous permet de calculer \mathbf{X}^i par des changements de repère successifs via le paramétrage de Denavit et Hartenberg. On peut écrire :

$$\mathbf{X}^i = \mathbf{f}(\mathbf{X}b, \mathbf{q}^i) = \mathbf{f}(\mathbf{Y}^i)$$

La fonction f est explicite et est ce que l'on appelle le *Modèle Géométrique Direct* (MGD) d'un système mécanique en robotique. Le calcul de f , qui fournit \mathbf{X}^i , est certes complexe car chacune de ses composantes est non linéaire (les cosinus et les sinus des différents angles aux articulations y apparaissent et se multiplient) mais son obtention est automatique. Connaissant les valeurs aux liaisons, la valeur de \mathbf{X}^i est automatiquement calculée quel que soit le nombre des liaisons considéré dans la modélisation du squelette.

Généralement, et c'est également notre cas, c'est la relation inverse à celle ci-dessus que l'on recherche. En effet, la tâche à effectuer est naturellement définie en terme de situation \mathbf{X} et c'est la valeur aux articulations \mathbf{q} permettant de réaliser cette tâche qui est l'inconnue. Lorsqu'on impose un mouvement à l'opérateur sur une trajectoire donnée (déposer un joint, suivre une arête,...), c'est à nouveau une consigne sur l'évolution de la situation \mathbf{X} qui est la donnée et l'évolution de la configuration \mathbf{q} , l'inconnue.

⁵On a pris logiquement le bassin comme corps de référence.

Le problème de la simulation de systèmes articulés amène donc à considérer des *modèles inverses*. Si l'on impose \mathbf{X} et que l'on recherche Xb et \mathbf{q} , ce Modèle Géométrique Inverse (MGI) s'écrit formellement :

$$Y^i = \{Xb, \mathbf{q}^i\} = g(\mathbf{X}^i)$$

C'est la relation inverse de celle qui définit le MGD. Ici, les difficultés sont considérables :

- f est non linéaire. Il n'existe pas de méthode générale d'inversion pour les fonctions non linéaires. L'outil mathématique générique fait défaut (contrairement au cas linéaire). On ne sait résoudre de manière explicite (et donc fournir toutes les solutions analytiquement) que pour des géométries extrêmement simples. Par exemple, Tolani et al. proposent une résolution explicite pour un bras anthropomorphe à 7 DDL [Tolani D. 00] [Tolani D. 96].
- En plus des problèmes liés à l'inversion du MGD, il faut tenir compte des contraintes de type inégalité imposées à chacune des variations articulaires (la géométrie de l'espace de travail accessible pour un humain est très complexe).
- Les méthodes formelles qui permettent de dire s'il existe une solution ne la calculent pas (elles ne sont pas *constructives*).

Et surtout, l'inversion révèle une caractéristique prépondérante de notre problème. Lorsque $n > m$, l'espace opérationnel est de dimension inférieure à celle de l'espace généralisé et il existe en général, par seule inversion du MGD, une infinité de solutions $\{Xb, \mathbf{q}\}$ pour un même \mathbf{X} (un même positionnement de la main est obtenu par une grande variété de postures où les déplacements du tronc, des membres supérieurs et inférieurs "se compensent"). C'est le phénomène de *redondance* qui traduit le fait qu'il y a un nombre plus élevé de moyens d'actions, ici les coordonnées généralisées (indépendantes), que de contraintes (la situation des organes terminaux). C'est le physiologiste russe N. A. Bernstein [Bernstein N. 67] qui fut le premier à introduire cette notion dans les années 50 en parlant de "problème mal posé". Depuis la redondance a été considérablement traitée en robotique. Le couple (être humain, tâche de manipulation) fournit une situation naturellement redondante : en effet, un objet peut être atteint par différentes postures et nous pouvons réaliser une même action en configurant différemment notre structure cinématique. La figure 2.22 illustre cette notion en montrant que la même position d'un point centré à l'extrémité de la main est obtenue par différentes postures.

En terme de génération automatique de posture, cet état de fait pose le problème du choix d'une bonne solution.

Lorsqu'on s'intéresse au mouvement, au déplacement, et à l'incrément au premier ordre, l'objet mathématique qui se substitue au MGD est le modèle qui relie la vitesse de \mathbf{X} , $\dot{\mathbf{X}}$, à la vitesse aux articulations, $\dot{\mathbf{q}}$. C'est le *Modèle Cinématique Direct* (MCD). On l'obtient par différentiation et, comme Xb est fixe, sa forme est la suivante :

$$\dot{\mathbf{X}} = J(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}}$$

où J est une matrice à m lignes et n colonnes. Cette relation est linéaire pour une configuration donnée. Ce caractère linéaire permet de disposer de résultats d'analyse très étendus pour ce type de modèle. De manière analogue à celle rencontrée pour les modèles géométriques, c'est une relation qui permet de trouver $\dot{\mathbf{q}}$ pour $\dot{\mathbf{X}}$ imposé, qui est généralement recherchée. Comme le MCD est linéaire, on dispose de moyens de résolution, i.e.

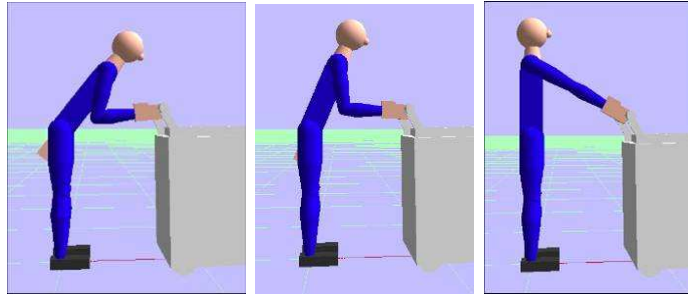


FIG. 2.22 – Illustration du phénomène de redondance naturelle de l'être humain

d'inversion – classique ou généralisée – du MCD, puissants dont les modalités varient selon les dimensions de J et les propriétés de l'application linéaire qu'elle représente dans le système de coordonnées choisi. On peut généralement écrire les solutions, lorsqu'il en existe, sous la forme :

$$\dot{\mathbf{q}} = \dot{\mathbf{q}}_1 + \dot{\mathbf{q}}_2$$

où le premier terme $\dot{\mathbf{q}}_1$ est défini par la consigne $\dot{\mathbf{X}}$ et est de la forme $\dot{\mathbf{q}}_1 = M\dot{\mathbf{X}}$ où M est une matrice à n lignes et m colonnes et où le second terme $\dot{\mathbf{q}}_2$ est indépendant de $\dot{\mathbf{X}}$.

D'un point de vue pratique, cette relation nous indique que l'on peut réaliser un même suivi de trajectoire avec différentes évolutions de la posture. Un exemple simple, académique s'il en est, est celui qui consiste à écrire au tableau en agissant uniquement avec les membres supérieurs ou en produisant le mouvement désiré en combinant le déplacement du haut et du bas du corps. Notons, d'ores et déjà, que lorsqu'on considère un système holonome i.e. tel que la structure cinématique n'impose pas de couplage non intégrable entre les vitesses généralisées, la dimension de l'espace des solutions au niveau géométrique et cinématique est identique en dehors des configurations dites *singulières*.

Remarque : On le voit, lorsqu'il s'agit d'inverser la relation qui concerne les vitesses, on entre dans le cadre linéaire et les outils mathématiques fournissent des *moyens systématiques de résolution*. Ce constat est intéressant à plus d'un titre car la matrice J qui relie les vitesses est celle qui relie également de manière exacte les différentielles, et, au premier ordre, les incréments ou variations $\delta\mathbf{X}$ et $\delta\mathbf{q}$: c'est donc la relation que l'on peut utiliser à chaque fois qu'on fait l'hypothèse d'une *petite* variation autour d'une posture de référence. On pourra donc utiliser le même outil à chaque fois qu'il sera utile d'approximer : $\mathbf{X}^{i+1} - \mathbf{X}^i$ par $J(q)(\mathbf{q}^{i+1} - \mathbf{q}^i)$. Ce pourra être utile notamment pour :

- résoudre de manière numérique l'inversion du MGD à partir d'un estimé initial (c'est d'ailleurs la base des méthodes numériques itératives qui permettent la résolution dans les cas quelconques),
- faire varier localement la situation.

2.5 Conclusions

Dans ce chapitre, nous avons précisé le type de tâche que nous nous attachons à faire réaliser de manière automatique à notre opérateur virtuel. Celle-ci est naturellement définie dans l'espace opérationnel et la génération automatique de mouvement revient à trouver une relation valide entre l'espace généralisé, où est définie

l'action des différentes articulations, et l'espace opérationnel. La recherche d'une telle solution s'effectue dans le cadre d'une modélisation simplifiée de l'humain mais qui tient compte d'un certain nombre de caractéristiques physiologiques : butées articulaires, proportions, masses. Le point-clé de la problématique que nous avons décrite est la redondance. A première vue, celle-ci nous fournit localement une infinité de solutions d'un point de vue de "roboticien". Mais un opérateur humain n'est pas un robot et nous nous devons de rechercher une ou des solution(s) naturelle(s). Comment restreindre l'ensemble des solutions qui sont fournies par nos modèles géométriques ou cinématiques ? Le chapitre suivant a pour ambition d'extraire des caractéristiques, des comportements et peut être des "invariants" à partir de l'étude, d'une part de la littérature concernant le mouvement humain, d'autre part de campagnes de capture de mouvement.

Chapitre 3

Analyse du mouvement humain

Nous nous intéressons à la génération automatique de mouvements d'atteinte (mouvement point à point) effectués par un opérateur, assis ou debout, sur un poste de travail. La redondance naturelle de l'humain le conduit à pouvoir atteindre un même objectif avec diverses postures, et en suivant diverses trajectoires dans l'espace cartésien. Le mouvement effectué dans l'espace articulaire répondant à une consigne dans l'espace cartésien n'étant pas unique, il est nécessaire de faire des choix pour la génération d'une solution automatique. Afin que ces choix conduisent à des solutions automatiques à la fois paramétrables et proches d'une solution que pourrait réaliser un humain, nous proposons d'étudier et d'analyser le mouvement humain dans ce chapitre. Pour ce faire, nous nous basons sur de nombreuses études et travaux réalisés dans les domaines de la physiologie, des neurosciences et de la biomécanique dans lesquels le mouvement humain a été étudié dans des buts divers tels que la compréhension des mécanismes cognitifs mis en œuvre lors du mouvement, l'étude du contrôle moteur, ou la prédiction de mouvement par exemple. Nous souhaitons ainsi obtenir des informations sur l'existence de caractéristiques invariantes au mouvement, telles que la forme d'une trajectoire dans un espace ou la valeur d'un critère à optimiser, ceci afin de contraindre le problème, et donc de réduire la taille de l'espace des solutions en ne conservant que des solutions susceptibles d'être réalisées par un humain.

En d'autres termes, nous recherchons des propriétés remarquables, des critères ou principes concernant :

- les trajectoires suivies dans l'espace cartésien par un organe terminal (la main en l'occurrence),
- les trajectoires suivies dans l'espace articulaire,
- les coordinations articulaires,
- les courbes d'évolution des vitesses dans l'espace cartésien ou articulaire.

La première partie de ce chapitre consiste en un état de l'art de l'étude du mouvement humain. Les conclusions obtenues sont confrontées à des expérimentations que nous avons effectuées sur divers sujets. Enfin, le même dispositif expérimental est utilisé afin d'analyser un mouvement spécifique pour lequel peu de résultats sont disponibles dans la littérature.

3.1 État de l'art du mouvement humain

La littérature sur l'étude du mouvement humain est abondante : les études réalisées sont basées sur des expérimentations proposées à divers sujets et pour lesquelles les mesures réalisées sont interprétées. Nous ne présentons ici que des résultats pour des mouvements d'une seule main (nous ne nous intéressons pas à de la manipulation à deux mains par exemple et aux relations qu'il peut en résulter). La grande majorité des résultats proposés lors de ces études ne s'intéressent qu'à la position de la main (le point mesuré se situe soit au niveau de la paume, soit au niveau des doigts), seule quelques études spécifiques s'intéressent à la position et à l'orientation de la main. Il convient de rappeler que, lors de la saisie des données d'entrée des méthodes d'évaluation de temps de cycle telle que le MTM, seule la position du point à atteindre doit être spécifiée. A des fins de clarté et de synthèse, nous ne donnons qu'une description succincte des conditions d'expérimentation. Pour une description précise, il est souhaitable de se référer aux articles cités. Les mouvements étudiés dans ce chapitre sont des mouvements d'atteinte point à point tels que le pointage d'une cible, la saisie d'un objet... c'est-à-dire des mouvements pour lesquels le point cible est spécifié. Cette consigne s'applique à un organe terminal : la main. La connaissance des situations initiale et finale de la main dans l'espace cartésien est un pré-requis pour le contrôle moteur du mouvement, c'est pour cette raison que de nombreux auteurs ont conclu

que les mouvements d'atteinte sont réalisés par le déplacement de la main le long d'une trajectoire prédéfinie par le système nerveux central [Morasso P. 81] [Desmurget M. 98]. Puisque le mouvement peut être interprété dans l'espace cartésien (de la tâche) ou dans l'espace articulaire, ces trajectoires peuvent être spécifiées dans l'un ou l'autre de ces espaces. Nous étudions donc les trajectoires et vitesses de la main et des variables articulaires dans les quatre paragraphes suivants. Nous nous intéressons enfin à l'étude de la coordination articulaire.

3.1.1 Trajectoires de la main dans l'espace cartésien

Un grand nombre d'études expérimentales ont montré que la trajectoire suivie par la main dans l'espace cartésien, dans des mouvements d'atteinte point à point, peut être approximée par une ligne droite [Cruse H. 87]. Par exemple, Morasso [Morasso P. 81], Flash et Hogan [Flash T. 85] ont très tôt analysé les trajectoires de la main dans le plan horizontal pour des mouvements d'atteinte vers différentes cibles (les points voisins sont distants d'environ 30cm), fortement contraints (manipulation d'une manivelle), et observent que la main tend à suivre une ligne droite dans le plan horizontal. Ce type d'expérimentation est renouvelé dans de nombreuses études, le mouvement étant plus ou moins contraint selon les auteurs. Soechting et Lacquaniti [Soechting J.F. 81], Atkeson et Hollebach [Atkeson C.G. 85] étudient des mouvements libres du bras, dans le plan sagittal, vers des cibles situées en face du sujet. Cruse et Brüwer [Cruse H. 87], Ma et Feldman [Ma S. 95], analysent les trajectoires de la main dans le plan horizontal. Les résultats obtenus sont similaires, les trajectoires sont légèrement courbées mais restent proches d'une ligne droite. Les résultats sont, le plus souvent, qualitatifs ; Atkeson et Hollebach [Atkeson C.G. 85] proposent d'évaluer la proximité de la trajectoire à une droite par le calcul d'une mesure de linéarité. Ainsi, un coefficient de linéarité (Linearity Index noté LI) a été défini comme étant égal au rapport entre le maximum de la distance normale de la trajectoire à la ligne droite joignant le point de départ et le point d'arrivée et la longueur de ce segment de droite. Plus la valeur obtenue est proche de 0, plus la trajectoire est proche d'une ligne droite ; cette mesure est réutilisée par divers auteurs [Desmurget M. 97a] [Papaxanthis C. 03]. Lorsque le mouvement est contraint [Desmurget M. 97a] [Morasso P. 81], la trajectoire est assimilable à une ligne droite ; les valeurs du coefficient de linéarité varient entre 2.8% et 3.3%. Lorsque le mouvement commence ou finit près des limites d'une zone atteignable par le bras [Engelbrecht S. A. 01] ou s'effectue dans le plan sagittal [Atkeson C.G. 85] [Engelbrecht S. A. 01] [Papaxanthis C. 03], la trajectoire de la main est légèrement courbée ; les valeurs du coefficient de linéarité varient entre 6.6% et 13% dans l'expérimentation de Atkeson et Hollebach [Atkeson C.G. 85] et entre 3.9% et 9.7% dans celle de Papaxanthis et al. [Papaxanthis C. 03]. Certains auteurs notent qu'un stimulus visuel, ou que le fait de tenir un objet (même libre comme une souris ou un outil) dans la main, peuvent être considérés comme des contraintes pour le mouvement, et donc inciter l'opérateur à suivre une ligne droite [Desmurget M. 97a].

De nombreuses études expérimentales ont été effectuées afin d'évaluer les causes des différences observées dans les courbures. Les conclusions résultent de la confrontation des résultats obtenus précédemment à de nouvelles expérimentations et les hypothèses sont validées par des tests statistiques tels que l'analyse de variance (ANOVA). Nous donnons ici un résumé de ces conclusions. Selon certains auteurs, les différences de courbure peuvent s'expliquer par le fait que lors des mouvements dans le plan horizontal, les articulations de l'épaule et du coude ne sont pas mobilisées de la même manière que dans les mouvements dans le plan sagittal que ou dans des mouvements d'atteinte d'un point aux limites de la zone atteignable par le bras. Dans un mouvement dans le plan sagittal, la gravité agit mais ne suffit pas à justifier la courbure des trajectoires [Papaxanthis C. 03]. Par ailleurs,

pour des mouvements près des limites de la zone d'atteinte du bras, certaines articulations sont proches de leurs valeurs limites de butées articulaires. Tous ces facteurs, ainsi que la perception visuelle qu'en a l'opérateur, influencent la trajectoire suivie par la main dans l'espace cartésien [Atkeson C.G. 85] [Gielen C.C.A.M. 97] [Papaxanthis C. 03], mais la trajectoire de référence est une ligne droite [Wolpert M. 94] [Wolpert M. 95].

La position angulaire, par rapport au plan sagittal, des objets à atteindre n'a d'influence significative sur la courbure que dans le cas de mouvements non contraints dans le plan horizontal [Desmurget M. 97a]. Plus la position angulaire par rapport au plan sagittal est grande (plus l'objet est proche du plan latéral), plus le coefficient de linéarité est grand. De plus, pour une position donnée, l'orientation des objets à atteindre ne modifie pas la trajectoire de la main [Lacquaniti F. 82] [Wang X. 99]. Les valeurs de coefficient de linéarité obtenues dans l'expérimentation de Wang [Wang X. 99] sont comprises entre 1.14% et 1.57%. Ces faibles variations de trajectoire de la main dues au changement d'orientation de l'objet conduisent à penser que la position et l'orientation de la main peuvent être contrôlées séparément [Lacquaniti F. 82] [Wang X. 99].

La participation du tronc lors du mouvement d'atteinte d'un point (en position assise) n'influe pas sur la trajectoire de la main, que celui-ci soit sollicité dans la même direction ou dans la direction opposée au mouvement du bras. Ainsi, deux synergies indépendantes concourent au mouvement : une pour la coordination du mouvement du tronc et de la main et une, mettant en jeu les articulations de l'épaule et du coude, pour le mouvement d'atteinte de la cible [Archambault P. 99] [Kaminski T.R. 95] [Ma S. 95] [Pozzo T. 02].

Quelle que soit la forme des trajectoires dans l'espace cartésien, elles sont indépendantes de la vitesse d'exécution du mouvement [Soechting J.F. 81], de la charge portée (charges de 1 ou 2 kg) [Atkeson C.G. 85] et de la durée du mouvement [Hollerbach J.M. 82].

D'autres conclusions sont obtenues pour des mouvements tels que des tâches d'atteinte point à point via un point de passage intermédiaire [Flash T. 85] où le fait d'imposer un point intermédiaire modifie la courbure de la trajectoire globale (anticipation du point suivant) ; ou tels que des tâches de préhension d'un objet au sol, où le mouvement n'est plus invariant avec la vitesse et la situation du point à atteindre du fait la modification de l'équilibre du corps [Pozzo T. 02]... Cependant, ces mouvements s'éloignent de ceux effectués dans le cadre de cette étude où les points de passage ne sont pas des points intermédiaires mais des points d'arrêts.

3.1.2 Profils temporels de la main dans l'espace cartésien

Nous nous intéressons à présent aux profils temporels de la main dans l'espace cartésien. Ainsi, diverses études expérimentales ont montré que le mouvement se compose d'une phase d'accélération puis d'une phase de décélération et que les profils de vitesse tangentielle de la main dans l'espace cartésien suivent une forme de cloche, approximativement symétrique, dont l'amplitude varie en fonction du mouvement [Flanagan J.R. 89] [Flash T. 85] [Morasso P. 81]. Ma et Feldman constatent que cette amplitude du profil de vitesse tangentielle de la main dans l'espace cartésien décroît lorsque le mouvement nécessite la participation du tronc [Ma S. 95].

Atkeson et Hollerbach étudient les profils de vitesse tangentielle de la main pour différentes vitesses d'exécution du mouvement, différentes charges portées par la personne et différents mouvements dans le plan sagittal. A des fins de comparaison, ces profils sont normalisés de sorte qu'ils ne soient pas influencés ni par les instants de départ et de fin du mouvement ni par la distance séparant le point de départ de la main et la situation de la cible à atteindre. Étant donné que dans cette étude les profils sont normalisés, leurs amplitudes ne peuvent être comparées. Cependant, nous constatons que la variabilité des profils n'est pas significative [Atkeson C.G. 85].

Lim et al. étudient l'influence de la situation de la cible sur les profils de vitesse tangentielle [Lim S. 04]. Si la cible est éloignée du point initial, ou si elle est au dessus de l'épaule, la phase de décélération augmente, ce qui déforme le profil de vitesse tangentielle. La phase de décélération correspond à la phase du mouvement où l'on cherche à atteindre précisément la cible, ce qui nécessite une certaine dextérité. D'autres études montrent que ces profils tendent à être asymétriques avec une déformation dans la phase de décélération pour des mouvements lents ou dans la phase d'accélération pour des mouvements rapides [Engelbrecht S. A. 01]. Enfin, cette phase de décélération est également affectée par l'orientation de l'objet à atteindre [Wang X. 99] : plus l'orientation de l'objet à atteindre est éloignée de l'orientation initiale de la main, plus la durée de la phase de décélération est prolongée (l'orientation de l'objet varie de 0 à 180°, orientation 0 : cylindre vertical pouce vers le haut après la prise, orientation 180° : cylindre vertical et pouce vers le bas après la prise).

3.1.3 Évolution des différentes variables articulaires dans l'espace cartésien

Lacquaniti et Sœchting ont effectué diverses études expérimentales dans lesquelles ils ont montré que les courbes d'évolution temporelle des variables articulaires de l'épaule et du coude sont relativement lisses et que le profil de cette évolution temporelle n'est pas influencé par la vitesse d'exécution des mouvements [Lacquaniti F. 82] [Soechting J.F. 81]. Ainsi, les trajectoires articulaires de l'épaule, du coude et du poignet sont faiblement variantes, non oscillantes et suivent une fonction monotone.

Dans une autre expérimentation, les trajectoires de l'épaule et du poignet sont étudiées pour des mouvements d'atteinte de cibles. Les trajectoires suivies dans l'espace cartésien par l'épaule et le coude ne dépendent ni de la position angulaire de la cible (position médiane, latérale droite ou gauche) ni de la vitesse d'exécution du mouvement [Lacquaniti F. 86]. De plus, les trajectoires des articulations de l'épaule et du coude ne sont pas influencées par l'exigence d'une orientation de la main.

L'indépendance de la posture finale de la main vis à vis de la vitesse de réalisation du mouvement est aussi constatée [Hermens F. 04] [Nishikawa K.C. 99]. Desmurget et Prablanc [Desmurget M. 97b] proposent à un opérateur de saisir un objet en face de lui pour différentes orientations de l'objet. L'orientation finale de l'objet influence la courbure de la trajectoire du poignet ainsi que la posture finale du bras. De plus, l'ajustement de l'orientation de la main se fait avec le concours de toutes les articulations. La posture finale du bras est invariable pour une situation donnée de l'objet à atteindre, même lorsque l'opérateur doit réorganiser son mouvement en réponse à un changement (local) de situation de l'objet [Gréa H. 00] (objets dans le même plan sagittal, modification de la position angulaire de l'objet par rapport à ce plan). Cela ne signifie cependant pas l'existence d'une correspondance unique entre une situation de l'objet et une configuration posturale.

Wang constate que pour orienter la main, si le mouvement de pronation de l'avant bras est généralement préféré, celui de supination peut aussi être utilisé, même pour de faibles orientations. Les mouvements du poignet, restent limités par rapport à leur maximum de variation, et ces mouvements contribuent à l'objectif d'orientation final de la main seulement lorsqu'elle est près de l'objet [Wang X. 99].

Enfin, certaines études mettent en évidence le fait que la posture finale dépend de la posture initiale sans pour autant trouver la loi sous-jacente à ce phénomène [Hermens F. 04] [Gielen C.C.A.M. 97] [Soechting J.F. 95] [Desmurget M. 98]. De plus, la modification du point de départ ou de la configuration de l'objet a des effets similaires d'un individu à l'autre. Ces résultats suggèrent que le système nerveux central résout le problème de redondance par l'utilisation de stratégies universelles.

3.1.4 Couplage entre les liaisons

Nous allons à présent nous intéresser aux coordinations et couplages qui peuvent exister entre certaines liaisons.

Diverses études se sont intéressées à la synchronisation temporelle entre certaines liaisons.

Dans une étude où il est demandé au sujet d'atteindre une cible proche en déplaçant le tronc alors que la distance d'atteinte ne nécessite pas de participation du tronc [Archambault P. 99] [Ma S. 95], il est constaté que le tronc commence à bouger avant la main lors du mouvement vers la cible et que le tronc stoppe son mouvement après que la main ait stoppé le sien lors du mouvement de retour vers la situation initiale.

Dans une autre étude, des mouvements d'atteinte d'un objet placé hors d'atteinte de la main (nécessitant la participation du tronc) sont étudiés [Rossi E. 02]. Le tronc et la main commencent et terminent leur mouvement pratiquement simultanément, mais le mouvement du tronc ne contribue pas à celui de la main dans la phase initiale ; ce qui laisse à penser que les contributions de la main et du tronc dans le déplacement de la main sont définies séquentiellement par des commandes centrales.

Lim et al. montrent que toutes les liaisons ne commencent et ne finissent pas leurs mouvements en même temps lors de mouvements d'atteinte en position assise, selon la situation de la cible à atteindre [Lim S. 04]. Toutes les liaisons commencent à bouger simultanément quand la cible se situe aux alentours de la zone d'atteinte maximum tandis que le tronc et l'épaule commencent à bouger après la main quand la cible à atteindre se situe à portée du bras.

Quand la cible peut être atteinte par les mouvements du bras et de la clavicule, le tronc a un rôle de stabilisateur postural, alors que pour l'atteinte de cibles "éloignées", le tronc participe au mouvement [Kaminski T.R. 95] [Lim S. 04]. Enfin, le principe d'isochronie affirme que la vitesse du mouvement d'un point à un autre tend à s'accroître avec la distance entre les points [Berthoz A. 97].

D'autres études se sont intéressées à l'existence de couplage entre certaines liaisons.

En ce qui concerne les mouvements du bras, divers résultats indiquent que les mouvements de l'épaule et du coude sont fortement couplés pour des mouvements dans le plan sagittal. En effet, lors de certains mouvements, l'évolution articulaire du coude en fonction de l'épaule suit un profil approximativement linéaire pour différentes positions [Soechting J.F. 81] et orientations [Lacquaniti F. 82] de la cible à atteindre (FIG. 3.1). Ceci ne signifie par pour autant qu'il existe un processus commandant explicitement cette relation [Lacquaniti F. 86]. Toujours lors de ce mouvement spécifique, la vitesse articulaire du coude en fonction de l'épaule suit une forme d'ellipsoïde [Soechting J.F. 81] [Lacquaniti F. 82] [Kaminski T.R. 95] (FIG. 3.2 et 3.3).

De plus, la participation des mouvements du tronc et de la clavicule n'altère pas le couplage entre les articulations de l'épaule et du coude, et n'a pas d'effet sur la trajectoire de la main et son profil de vitesse [Kaminski T.R. 95].

Soechting et Lacquaniti décomposent le mouvement de pointage dans le plan sagittal en 2 phases : une phase d'accélération et une phase de décélération. Durant la phase de décélération les pentes des vitesses angulaires du coude en fonction de l'épaule pour les différents mouvements sont semblables et rectilignes, la pente de cette droite étant proche de 1 et indépendante de l'orientation de la cible à atteindre [Soechting J.F. 81].

Les mouvements du poignet ne sont ni couplés à ceux de l'épaule ni à ceux du coude. En effet, la relation entre l'épaule et le coude n'est pas affectée par la présence ou l'absence de rotation du poignet ; la durée des mouvements du poignet est plus courte que celle de l'épaule et du coude, et les mouvements du poignet sont

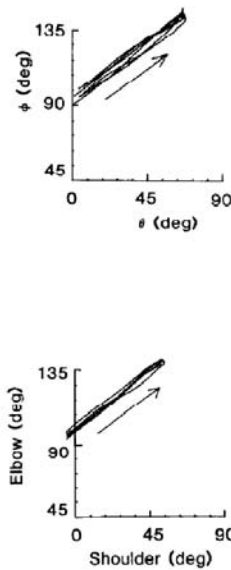


FIG. 3.1 – Évolution articulaire du coude en fonction de l'épaule pour 2 sujets lors de l'étude expérimentale de Lacquaniti et Sœchting

fortement variables dans le temps et la durée [Lacquaniti F. 82].

Si l'on considère les rôles des articulations du coude, de l'épaule et du poignet lors de mouvements d'atteinte, on constate que la fonction première de l'épaule et du coude est de transporter la main vers la cible tandis que les mouvements du poignet servent à orienter la main pour la prise [Kaminski T.R. 95]. Ainsi, divers auteurs décomposent le mouvement de prise en 2 phases : tout d'abord une phase de transport de la main vers la cible puis une phase de positionnement précise de la main [Kaminski T.R. 86] [Soechting J.F. 81] [Wang X. 99].

3.1.5 Synthèse

En effectuant un état de l'art des études expérimentales concernant le mouvement humain, on constate tout d'abord que certains résultats semblent contradictoires : par exemple, la forme de la trajectoire suivie par la main dans l'espace cartésien (ligne droite ou courbe). Ainsi, il semble que la trajectoire suivie par la main dans l'espace cartésien dépend du type d'application : lors de mouvement d'atteinte point à point, les trajectoires sont essentiellement de lignes droites s'ils sont exécutés près du centre de l'espace de travail tandis que si les mouvements commencent ou finissent près des limites de la zone d'atteinte du bras, les trajectoires de la main sont légèrement courbées. Quelle que soit sa forme dans l'espace cartésien, la trajectoire de la main est indépendante de la vitesse d'exécution du mouvement [Soechting J.F. 81] et de la charge portée par le sujet [Atkeson C.G. 85]. Ces conclusions indiquent que le caractère dynamique n'a pas d'influence sur les trajectoires de la main dans l'espace cartésien. Les profils de vitesse tangentielle de la main dans l'espace cartésien sont invariants : forme de cloche approximativement symétrique. De plus, ces profils de vitesse tangentielle de la main dans l'espace cartésien sont indépendants de la vitesse d'exécution et de la charge portée par la personne [Atkeson C.G. 85]. Ainsi, le caractère dynamique n'influence pas sur les profils de vitesse tangentielle de la main dans l'espace cartésien.

Concernant la génération de mouvement humain, il ne semble pas exister de critère général ou de couplage

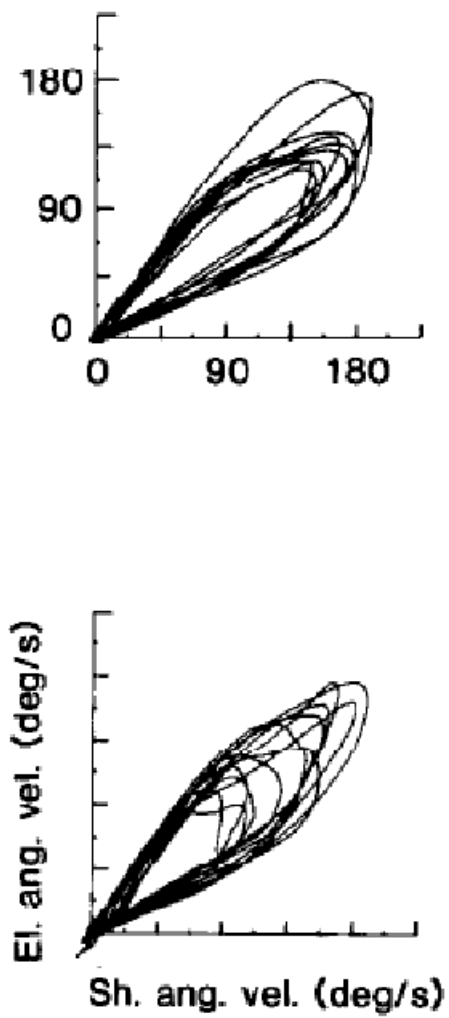


FIG. 3.2 – Évolution de la vitesse articulaire du coude en fonction de l'épaule pour 2 sujets lors de l'étude expérimentale de Lacquaniti et Soechting

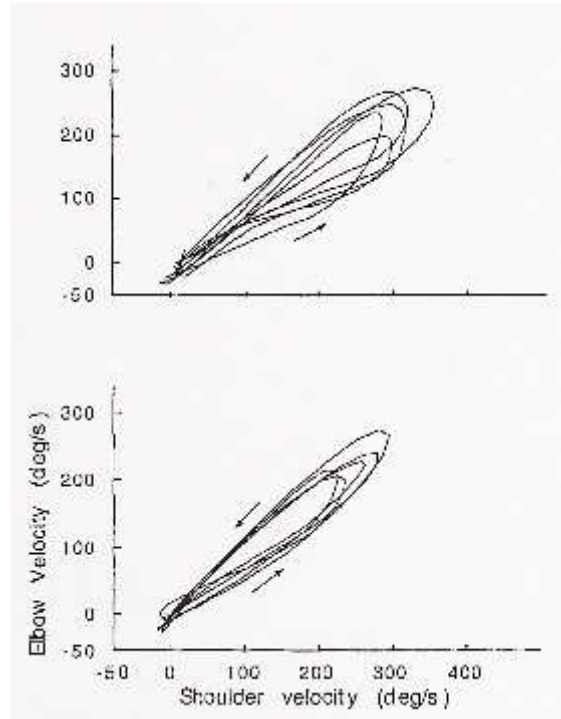


FIG. 3.3 – Évolution de la vitesse articulaire du coude en fonction de l'épaule pour 2 sujets lors de l'étude expérimentale de Kaminski et al.

universel, hormis pour certaines classes de mouvements spécifiques (loi de la puissance deux tiers pour le dessin d'une ellipse dans le plan ou lors de la locomotion [Vieilledent S. 01, Olivier A. H. 07, Hicheur H. 05]¹). Cependant, les trajectoires articulaires de l'épaule, du coude et du poignet sont faiblement variantes, non oscillantes et suivent une fonction monotone. En ce qui concerne le couplage entre certaines liaisons, il existe une relation entre le coude et l'épaule : l'évolution articulaire du coude en fonction de l'épaule suit un profil approximativement linéaire et la vitesse articulaire du coude en fonction de l'épaule suit une forme d'ellipsoïde [Soechting J.F. 81] [Lacquaniti F. 82].

Enfin, différents auteurs observent quelques principes élémentaires : le tronc ne participe au mouvement que lorsque la cible ne peut pas être atteinte par le bras seul et la main ne s'oriente qu'à proximité de l'objet à saisir [Kaminski T.R. 95]. Ainsi, la position et l'orientation de la main peuvent être contrôlées séparément, ce qui permet à certains auteurs d'affirmer qu'un mouvement d'atteinte vers une cible peut être décomposé en deux phases [Kaminski T.R. 86] [Soechting J.F. 81] [Wang X. 99] : une phase de transport de la main vers la cible essentiellement générée par les articulations de l'épaule et du coude (dont les trajectoires articulaires ne sont pas influencées par l'orientation finale de la main) puis une phase de positionnement précise de la main essentiellement produite par les mouvements du poignet (dont la trajectoire articulaire dépend de l'orientation de l'objet à saisir). Ces résultats peuvent être reliés à la décomposition du mouvement par les méthodes d'évaluation de temps de cycle telle que le MTM, où un temps est assigné au transport de la main et un temps est assigné au type et à la difficulté de la prise.

Dans le paragraphe suivant, nous présentons le principe d'optimisation et les critères les plus souvent utilisés par certains auteurs pour tenter d'obtenir certaines caractéristiques du mouvement humain. Par la suite, étant

¹loi de puissance deux tiers : relation entre le rayon de courbure de la trajectoire et la vitesse tangentielle de la main ou du corps

donné que les mouvements évalués lors de ces études expérimentales ont été obtenus dans des conditions bien précises qui ne correspondent pas forcément aux conditions d'un poste de travail, nous avons décidé d'effectuer nos propres études expérimentales afin d'obtenir les données précises sur les trajectoires suivies par la main dans l'espace cartésien pour des situations proches de notre contexte d'application. Ces résultats (ainsi que les contextes expérimentaux mis en place) seront présentés au paragraphe 3.3.

3.2 Optimisation de critère pour la génération de mouvement

La génération d'une solution particulière dans un espace donné résulte de la prise en compte de contraintes d'égalité et/ou d'inégalité explicites et, éventuellement de manière conjointe, de l'optimisation de critères. La définition des contraintes cinématiques explicite la transformation entre espace de la tâche et espace des liaisons. Elle réduit la dimension de l'espace des solutions pour une tâche donnée à un instant donné. Les contraintes inégalités sur les variables articulaires bornent cet espace. Ces contraintes ne suffisent pas à déterminer une solution motrice unique : ni vis à vis de l'évolution spatiale et temporelle dans une tâche point à point, ni vis à vis des coordinations articulaires dans le cas redondant. Parmi les solutions laissées possibles par la cinématique, il est naturel de prétendre expliquer les solutions particulières observées chez l'humain par l'optimisation d'un ou de plusieurs critères. Ceux-ci peuvent prendre différentes formes selon que l'on choisit de poser le problème en dimension finie ou infinie, du point de vue de l'évolution spatiale ou temporelle et, enfin, selon l'espace choisi, opérationnel ou généralisé. Un certain nombre d'études ont été réalisées à partir des années 80 dans le cadre de l'optimisation en dimension infinie, et plus particulièrement en utilisant le *calcul des variations* [Leitmann G. 81]. Nous en donnons ici une présentation critique qui fait apparaître les apports et limitations de ces contributions.

3.2.1 Problème d'optimisation sans contraintes

La méthode consistant à choisir un mouvement en utilisant le principe de minimisation d'un coût a été développée par de nombreux chercheurs à partir du début des années 80. L'idée sous-jacente de ces approches est que le mouvement point à point résulte de la minimisation d'un coût intégral.

La littérature s'est focalisée dans une large mesure sur des critères intégraux quadratiques pour lesquels la variable d'intégration est explicitement le temps. L'objectif de ces méthodes en dimension infinie est d'obtenir directement, par minimisation de ces critères, l'évolution temporelle soit de \mathbf{X} , soit de \mathbf{q} . Il faut cependant noter que :

- ces principes sont illustrés dans la littérature sur des exemples à faible nombre de DDL et qu'ils considèrent uniquement l'information de position,
- qu'ils ne traitent pas explicitement de la question de la redondance.

En fonction des espaces dans lesquels ils sont planifiés (articulaire ou cartésien) et de leur domaine d'application (étude cinématique ou dynamique), 4 critères intégraux ont été principalement étudiés pour la génération de mouvement (TAB. 3.1). Engelbrecht [Engelbrecht S. A. 01] présente un état de l'art ainsi que les méthodes de résolution.

L'outil théorique adapté est le *calcul des variations* ou la *commande optimale*. Dans tous ces cas, le critère prend la forme suivante :

$$C = \frac{1}{2} \int_0^{t_f} \sum_{i=1}^N \mathbf{u}_i^2 dt$$

où \mathbf{u}_i est homogène à la dérivée troisième des variables de position dans l'espace de la tâche ou dans l'espace généralisé ($N = n$ ou m) et t_f désigne la durée du mouvement. Ce choix est accompagné de la contrainte qui impose que les dérivées premières secondes aux instants initial et final sont nulles. Ces choix résultent de l'observation des évolutions temporelles des variables de position pour l'humain qui révèlent que la dérivée de l'accélération est continue, en particulier aux instants initial et final. En effet, la minimisation de ce type de critère pour lequel \mathbf{u}_i est homogène à la dérivée seconde, par exemple, fournit une accélération discontinue en ces instants. Les différents choix pour \mathbf{u}_i sont respectivement les $\ddot{\mathbf{X}}_i$, $\ddot{\mathbf{q}}_i$, $\dot{\tau}_i(q)$ et $\dot{\mathbf{f}}_i(q)$ où τ_i est l'effort moteur généralisé au niveau de la i^{eme} liaison, et \mathbf{f}_i représente selon les cas, la i^{eme} composante de l'effort au niveau de l'organe terminal ou l'effort moteur du i^{eme} muscle lorsqu'un modèle musculaire est considéré. Dans le premier cas, on obtient $\mathbf{X}(t)$ et dans tous les autres $\mathbf{q}(t)$. Lorsque $\mathbf{u}_i = \dot{\mathbf{f}}_i(q)$, le résultat n'est unique que pour les cas non-redondants [Svinin M. M. 04] [Yamanaka K. 03]. Dans le cas redondant, optimiser au niveau effecteur ne permet pas de choisir une évolution articulaire unique.

3.2.2 Solutions à minimum jerk

Le "jerk" est la dérivée par rapport au temps de l'accélération. Il peut être considéré dans l'espace cartésien ou dans l'espace généralisé. On peut écrire le problème de commande optimale associé de la manière suivante :

$$Min \frac{1}{2} \int_0^{t_f} \sum_{i=1}^N \mathbf{u}_i^2 dt$$

sous les contraintes :

$$\dot{x}_{i1} = x_{2i} ; \dot{x}_{2i} = x_{3i} ; \dot{x}_{3i} = u_i \text{ et}$$

$$x_{3i}(0) = x_{3i}(t_f) = x_{2i}(0) = x_{2i}(t_f) = 0$$

où t_f désigne la durée du mouvement et \mathbf{u}_i est indifféremment la dérivée troisième de l'une ou l'autre des coordonnées de position pour la solution à jerk cartésien minimum (*Minimum Hand Jerk* : **MHJ**) qui s'écrit :

$$C_{HJ} = \frac{1}{2} \int_0^{t_f} \left\{ \left(\frac{d^3 x}{dt^3} \right)^2 + \left(\frac{d^3 y}{dt^3} \right)^2 + \left(\frac{d^3 z}{dt^3} \right)^2 \right\} dt$$

ou bien l'une ou l'autre des coordonnées généralisées pour la solution à jerk articulaire minimum (*Minimum Joint Jerk* : **MJJ**).

$$C_{JJ} = \frac{1}{2} \int_0^{t_f} \sum_{i=1}^N \left(\frac{d^3 \mathbf{q}_i}{dt^3} \right)^2 dt$$

Le problème s'écrit de manière identique dans les deux espaces et fournit donc, par application du Principe du Maximum de Pontryaguine (PMP) [Culioli J.C. 94], la même solution dans chacun de ces espaces. Le minimum est atteint pour une trajectoire droite dans l'espace considéré et pour un mouvement sur cette trajectoire $s(t)$ qui est de la forme :

$$s(t) = a_5 t^5 + a_4 t^4 + a_3 t^3 + a_0, 0 \leq t \leq t^f$$

Le critère **MHJ** a été le premier exploré et proposé pour expliquer les mouvements humains [Hogan N. 84] [Flash T. 85]. La trajectoire prédite par la minimisation de ce critère est une ligne droite dans l'espace cartésien et la vitesse tangentielle de la main suit une forme de cloche. A l'époque où ce critère fut proposé, il correspondait à la majorité des données expérimentales analysant le mouvement humain ([Morasso P. 81] [Abend W. 82] [Flash T. 85]). Pour tenter d'expliquer l'écart de certaines trajectoires par rapport à la ligne droite, certains auteurs ont cherché à développer d'autres critères. Le critère **MJJ** a été le premier d'entre eux : une trajectoire basée sur le critère **MJJ** [Soechting J.F. 81] [Rosenbaum D. A. 95] produit une ligne droite dans l'espace articulaire. Cette trajectoire, transposée dans l'espace cartésien, est *a priori* quelconque. Dans certains domaines de l'espace cartésien, et en fonction des points initial et final choisis, elle peut s'avérer légèrement courbe et semblables aux trajectoires observées. Les avis sur ce critère sont controversés : tandis que certains auteurs, comme Hollerbach [Hollerbach J. M. 90], le considèrent comme inapproprié car une ligne droite dans l'espace articulaire produit une forme peu courbée dans l'espace cartésien, d'autres, comme Nakano et al. [Nakano E. 99], trouvent que le **MJJ** fournit de meilleurs résultats que le **MHJ** dans l'espace cartésien pour des mouvements dans les plans horizontal et sagittal pour 2 DDL (épaule et coude).

- Ces deux critères peuvent être résolus explicitement soit par l'équation d'Euler par les méthodes du Calcul des Variations, soit par le PMP avec la formulation ci-dessus. Le fait que les deux approches soient également appropriées est lié à l'absence de contraintes inégalités dans la formulation du critère. Dans le cas contraire, le PMP serait l'outil naturel mais la nature des solutions serait alors très différente selon que l'on sature – on vérifie au sens de l'égalité – ou non l'une ou l'autre de ces contraintes inégalités. Ces critères induisent donc implicitement que nous ne considérons que des mouvements éloignés des butées articulaires et qu'il n'y a pas de borne sur la vitesse, l'accélération ou le jerk. Les exemples qui servent de base de comparaison sont effectivement dans ce cas de figure.
- Les exemples traités ne concernent que l'information de position et ne prennent en compte qu'une représentation articulaire du bras, très simplifiée dans certains cas.
- Ces critères font abstraction de la dynamique. Ils présupposent que les effets d'entraînement sont négligeables et que la forme des trajectoires est laissée inchangée par la vitesse à laquelle elles sont parcourues.

A l'issue de ces études, d'autres critères ont été proposés, qui prennent en compte explicitement un modèle dynamique :

Le *Minimum Torque Change* (**MTC**) est défini dans l'espace articulaire. La trajectoire et le mouvement sur celle-ci résultent de la minimisation de la somme des dérivées premières du couple généré par chaque liaison [Uno Y. 89]. Il s'écrit :

$$C_{TC} = \frac{1}{2} \int_0^{t^f} \sum_{i=1}^N \left(\frac{d\Gamma_i}{dt} \right)^2 dt$$

où Γ_i représente le couple généré par la liaison i . La solution recherchée est l'évolution temporelle de \mathbf{q} . Par conséquent, ce critère est minimisé sous l'ensemble des contraintes égalités liant $\mathbf{\Gamma}$ à $(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}})$ i.e. le modèle dynamique dans l'espace articulaire exprimé par le formalisme explicite de Lagrange. Celui-ci est naturellement non linéaire et le problème de minimisation associé le devient. La résolution de ce type de problème n'est plus

	Espace articulaire	Espace cartésien
Cinématique	MJJ	MHJ
Dynamique	MTC et MCTC	MDFC

TAB. 3.1 – Critères intégraux en fonction de l’espace de planification (articulaire ou cartésien) et du domaine d’application (étude cinématique ou dynamique)

explicite et requiert une approche numérique. Notons que deux variantes de ce critère ont été proposées selon que le terme de viscosité, linéaire en $\dot{\mathbf{q}}$, est jugé nul ou pas : le **MTC** est calculé pour un coefficient de viscosité nul et le *Minimum Commanded Torque Change* (**MCTC**) est calculé pour un coefficient de viscosité non nul [Nakano E. 99].

Pour un modèle du bras à 2 liaisons et 4 DDL (3 pour l’épaule et 1 pour le coude), Yamanaka et al. [Yamanaka K. 03] ont étudié les trajectoires de la main générées par la minimisation des 4 critères cités ci-dessus (**MHJ**, **MJJ**, **MTC** et **MCTC**). Ils en déduisent que les résultats obtenus par la minimisation du **MCTC** sont les plus proches des caractéristiques du mouvement humain point à point, à savoir une trajectoire dans l’espace cartésien pouvant être approximée par une ligne droite et un profil de vitesse suivant une cloche.

Plus récemment, Svinin et al. [Svinin M. M. 04] proposent une version dynamique du **MHJ** : le *Minimum Driving Force Change* (**MDFC**). Ce critère, qui est défini dans l’espace cartésien, prend en compte les paramètres dynamiques du modèle.

$$C_{DFC} = \frac{1}{2} \int_0^{t_f} \sum_{i=1}^N \left(\frac{df_i}{dt} \right)^2 dt$$

avec $\mathbf{f} = \mathbf{J}^{-T} \mathbf{\Gamma}$ représentant les efforts exercés au niveau de l’organe terminal dans l’espace cartésien. Remarquons que cette dernière expression est la relation inverse de $\mathbf{\Gamma} = \mathbf{J}^T \mathbf{f}$ qui résulte de l’application du principe des travaux virtuels. Ceci pré-suppose qu’il y a une inverse unique et que, par conséquent, le problème n’est pas redondant. Ce critère est testé en position dans un plan particulier en décrivant l’action du bras par un double pendule. Ce critère permet, selon Svinin et al., d’obtenir des trajectoires légèrement courbées dans l’espace cartésien et des profils de vitesse en cloche pour des mouvements dans le plan horizontal.

3.2.3 Analyse

Ces différents critères s’intéressent à la formulation de trajectoires pour des mouvements sans contraintes d’inégalité. Les différents problèmes d’optimisation présentés sont tous de même nature : il font appel à un coût intégral quadratique et sont tous posés sans contraintes d’inégalité additionnelles pour borner par exemple l’accélération, la vitesse ou la position. Tels qu’ils sont posés, ces problèmes permettent d’utiliser les techniques issues du calcul des variations qui supposent qu’aucune des grandeurs mises en jeu ne soit bornée.

On peut donc considérer que ces coûts peuvent représenter une formalisation naturelle du problème dès lors que l’on se trouve éloigné des butées articulaires, du bord de l’espace de travail atteignable et que l’on ne cherche pas à se déplacer avec des vitesses et des accélérations maximales. Il faut bien dire que la mise en œuvre de techniques destinées à résoudre ce type de problème avec des contraintes d’inégalité est beaucoup plus difficile et que la résolution analytique est la plupart du temps impossible.

Il est également intéressant de noter que les différents critères ne s'intéressent qu'à la position de la main et qu'ils ne tiennent pas compte de son orientation.

Concernant les conditions dans lesquelles sont évalués ces critères :

- les structures considérées sont à faible, voire très faible, nombre de DDL et ne concernent que le bras.
- les tests sont menés dans certaines régions de l'espace se situant le plus souvent en milieu de l'espace de travail.

L'analyse n'est faite que dans l'espace cartésien alors que les cas étudiés, non-redondant et faible DDL, permettraient une analyse simple des résultats dans l'espace articulaire.

3.3 Résultats expérimentaux

Afin d'enrichir notre base d'information concernant le mouvement humain, nous avons mené un certain nombre d'expérimentations de capture du mouvement de la main. L'objectif de ces mesures était à la fois de disposer d'une quantité significative de mesures pour certains des mouvements décrits dans la littérature mais aussi d'explorer d'autres mouvements, absents de la littérature, mais qui nous paraissaient significatifs. Compte tenu de nos moyens expérimentaux et du fait que la propriété la plus remarquable de la littérature concernait la forme des trajectoires dans l'espace cartésien, nous nous sommes attachés à mesurer l'évolution dans l'espace de la tâche et plus particulièrement la trajectoire suivie par un point de référence attaché à la main.

3.3.1 Sujets et dispositif expérimental

Lors de nos études expérimentales, nous capturons et analysons les mouvements de 10 sujets adultes (8 hommes, 2 femmes), âgés de 24 à 35 ans (âge moyen de 27.5 ans), dont la taille varie de 1.60m à 1.84m (taille moyenne de 1.75m). Les différents sujets, qui sont extérieurs à l'étude, sont sans antécédents neurologiques ni psychomoteurs (TAB. 3.2)².

Sujet	Sexe	Taille (en mètre)	Âge (en années)	Latéralité manuelle
n°1	masculin	1,79	26	droitier
n°2	masculin	1,84	28	droitier
n°3	féminin	1,66	27	droitier
n°4	féminin	1,60	28	droitier
n°5	masculin	1,76	28	droitier
n°6	masculin	1,79	24	droitier
n°7	masculin	1,82	35	gaucher
n°8	masculin	1,78	26	droitier
n°9	masculin	1,80	27	droitier
n°10	masculin	1,73	26	droitier

TAB. 3.2 – Caractéristiques des 10 sujets

Des marqueurs sphériques rétro-réfléchissants sont placés sur la main du sujet (au niveau de la paume) pour en récupérer la position et l'orientation par capture optique (chapitre 1) grâce au système ARTrack (FIG. 3.4) :

²le sujet 7 est gaucher, notion à prendre en compte pour l'interprétation des courbes ci-après



FIG. 3.4 – Marqueurs sphériques rétro-réfléchissants placés sur la main du sujet pour en récupérer la trajectoire et caméras infrarouges optiques ARTtrack2 utilisées pour la capture de mouvement

2 caméras émettent des flashes infrarouges qui sont réfléchis par des marqueurs positionnés sur le sujet, ainsi la position et l'orientation sont obtenues par triangulation. Le principal inconvénient de ce type de système est l'occlusion de marqueurs (des marqueurs peuvent être masqués par une partie du corps de l'opérateur, ce qui empêche la triangulation).

3.3.2 Traitement des données

Nous allons effectuer différentes expériences qui correspondent au type d'application que nous souhaitons simuler : des mouvements d'atteinte et de saisie d'un objet dans l'espace de travail, des mouvements de pointage vers différentes cibles sur un plan de travail mais également des mouvements spécifiques en bout d'espace de travail (zone limite d'atteinte du bras).

Afin d'étudier la linéarité des trajectoires obtenues (mais également pour pouvoir comparer nos résultats avec ceux de la littérature), nous utilisons les indices couramment cités dans la littérature. Ainsi, pour les différents essais des 10 sujets, nous recensons les données suivantes :

- D_{max} (cm) : distance normale maximum entre la courbe expérimentale et la ligne droite reliant le point de départ et le point d'arrivée,
- LT (en cm) : longueur de la ligne droite reliant le point de départ et le point d'arrivée,
- LI (en %) : coefficient de linéarité égal au rapport D_{max}/LT (plus la valeur obtenue est proche de 0, plus la trajectoire est proche d'une ligne droite),
- R^2 : une Régression Linéaire Simple (RLS) matérialisant le fait que les points expérimentaux sont approximativement alignés. Pour cela, la Droite des Moindres Carrés (DMC) identifie la "meilleure droite" passant au travers du nuage de points expérimentaux, droite qui va au mieux représenter la tendance d'une série de points. Le coefficient de détermination de la régression, noté R^2 , permet de quantifier la qualité de

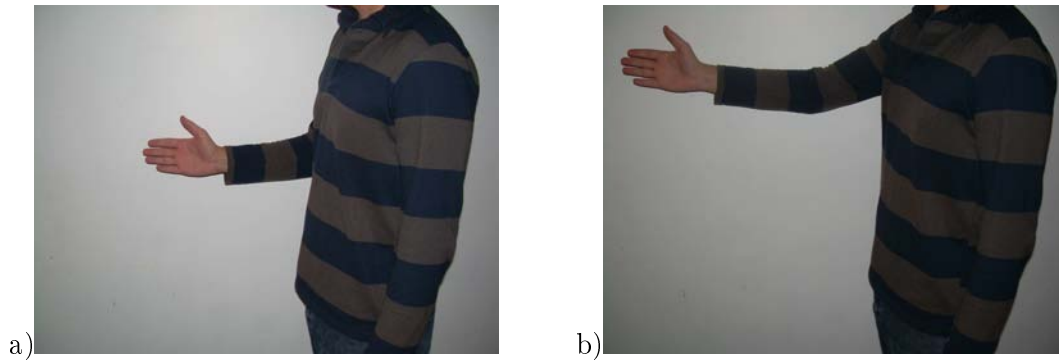


FIG. 3.5 – Postures initiale a) et finale b) des sujets lors de la première et de la seconde expérience

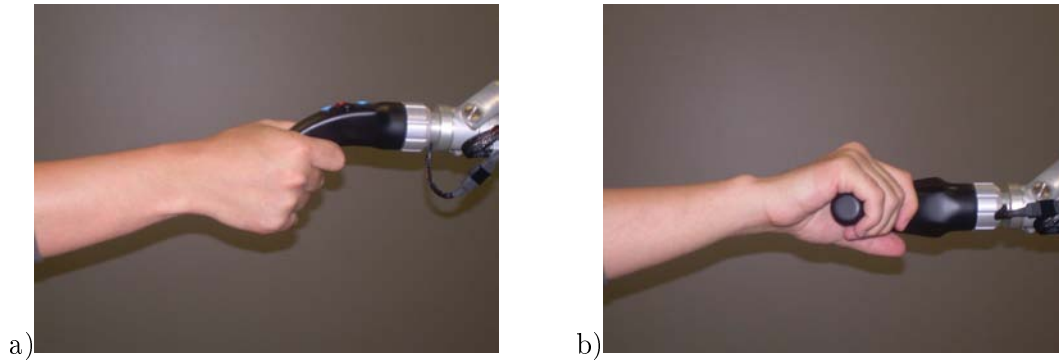


FIG. 3.6 – Orientations finales de la main lors des 2 premières expériences

la solution de la DMC. Ainsi, si les points expérimentaux sont alignés et que les distances entre ces points et la DMC sont faibles, R^2 sera élevé (proche de 1). Par opposition, un R^2 faible (proche de 0) signifie que les points expérimentaux sont éloignés de la DMC.

Nous ne présentons dans ce chapitre que les tables de synthèse des résultats obtenus pour les différentes expérimentations, les tables présentant les résultats détaillés pour chaque sujet sont présentées en ANNEXE C, D, E, F et G.

3.3.3 Mouvements dans le plan vertical

L'objectif de cette première expérience est d'étudier la trajectoire de la main lors d'un mouvement d'atteinte et de saisie pour différentes orientations de l'objet. Étant donné que l'objet à saisir se situe à l'intérieur d'un espace de travail atteignable par le bras de l'opérateur, le mouvement ne devrait solliciter que les articulations de la clavicule, du bras et de l'épaule.

3.3.3.1 Trajectoire de la main dans l'espace cartésien et influence de l'orientation finale

En posture initiale, le sujet se situe debout face à l'objet à saisir, l'articulation du coude à 90° (FIG. 3.5). Le sujet a pour consigne de saisir un objet avec différentes orientations (FIG. 3.6), situé à une distance équivalente au bras tendu et à hauteur d'épaule. Le sujet doit effectuer une série de 5 mouvements pour chacune des 2 orientations finales de l'objet à saisir. Cette expérience s'inspire du contexte expérimental de l'étude de Lacquaniti et Sœchting [Lacquaniti F. 82].

Dans un premier temps, le sujet doit saisir un objet dont l'orientation est la même que celle de sa main en

	LI				R ²		
Sujet	Min	Max	Moy	σ_X	Min	Max	Moy
n°1	2,85	3,94	3,42	0,48	0,99	1,00	1,00
n°2	4,53	8,84	6,96	1,89	0,98	0,99	0,99
n°3	2,71	6,10	4,58	1,50	0,99	1,00	0,99
n°4	1,98	6,61	3,77	1,76	0,99	1,00	0,99
n°5	1,58	8,47	4,20	2,79	0,97	1,00	0,99
n°6	0,81	4,04	2,64	1,60	0,99	1,00	1,00
n°7	1,92	3,60	2,55	0,70	0,99	1,00	1,00
n°8	1,28	2,81	2,12	0,61	1,00	1,00	1,00
n°9	1,57	6,30	3,74	1,69	0,97	1,00	0,99
n°10	2,48	3,54	2,97	0,52	0,99	1,00	1,00

Table 3.3: Tableau de synthèse pour un mouvement d'atteinte d'une cible avec une orientation similaire à l'orientation initiale de la main

posture initiale (FIG. 3.6 a)). La figure 3.7 représente les trajectoires de la main dans le plan sagittal pour les 10 sujets et 5 essais.

La table 3.3 synthétise les résultats obtenus pour cette première étude expérimentale en présentant, pour chaque sujet, les valeurs minimales (Min), maximales (Max) et moyennes (Moy) des coefficients de linéarité LI et de détermination de la régression R². De plus, la valeur d'écart type (σ_X) des coefficients de linéarité LI permet d'obtenir des indications sur la diversité des trajectoires obtenues pour chaque sujet (les résultats détaillés de cette expérience pour chaque sujets sont en ANNEXE C).

Nous constatons que les valeurs des coefficients de linéarité moyens LI varient de 2.12% à 6.96% et que la valeur moyenne des coefficients de linéarité moyens des 10 sujets est de 3.70%. Cette valeur, qui est extrêmement proche des valeurs issues de la littérature (LI de 2.8% et 3.3%) [Desmurget M. 97a] [Morasso P. 81], confirme que les trajectoires peuvent être approximées par des lignes droites. Enfin, nous constatons que les valeurs de détermination de la régression R² sont extrêmement proches de 1 ce qui signifie que les points expérimentaux sont parfaitement alignés et que la droite de régression linéaire passe par chacun des points expérimentaux.

Pour la seconde expérience, le sujet doit saisir un objet dont l'orientation finale est différente de celle de la configuration initiale de la main (rotation de 90°, FIG. 3.6 b)). Cette seconde expérience va nous permettre d'analyser l'influence de l'orientation de l'objet à atteindre sur la trajectoire de la main dans l'espace cartésien. La figure 3.8 représente les trajectoires de la main dans le plan sagittal pour les 10 sujets.

La table 3.4 synthétise les résultats obtenus lors de cette seconde étude expérimentale en présentant, pour chaque sujet, les valeurs minimales (Min), maximales (Max) et moyennes (Moy) des coefficients de linéarité LI, de détermination de la régression R² et la valeur d'écart type (σ_X) des coefficients de linéarité LI (les résultats détaillés de cette expérience pour chaque sujets sont en ANNEXE D).

Nous constatons tout d'abord qu'il semble exister une plus grande diversité et variabilité des valeurs des coefficients de linéarité LI selon les sujets. En effet, bien que la moitié des sujets ait une valeur de LI moyen inférieur à 5%, quelques sujets ont des valeurs de LI moyen assez élevés (par exemple, le sujet n°7 a une valeur de LI moyen de 11.72%). Cependant, pour un mouvement d'atteinte d'une cible avec orientation différente de celle initiale de la main, la valeur moyenne des coefficients de linéarité moyens des 10 sujets est de 5.96%. Bien que cette valeur soit un peu plus élevée que celle obtenue pour un mouvement d'atteinte d'une cible avec la

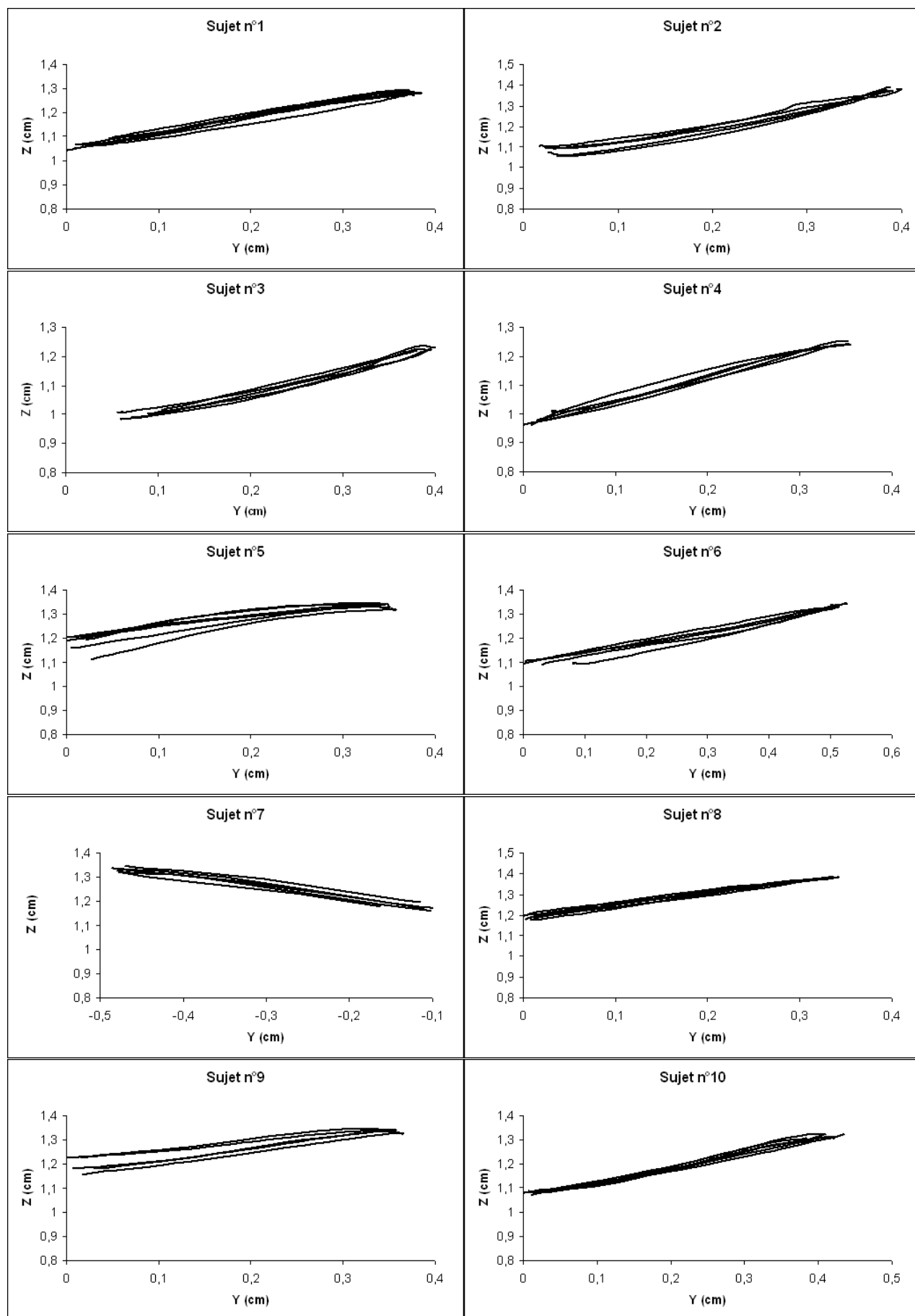


FIG. 3.7 – Trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour un mouvement d'atteinte d'une cible avec une orientation similaire à l'orientation initiale de la main

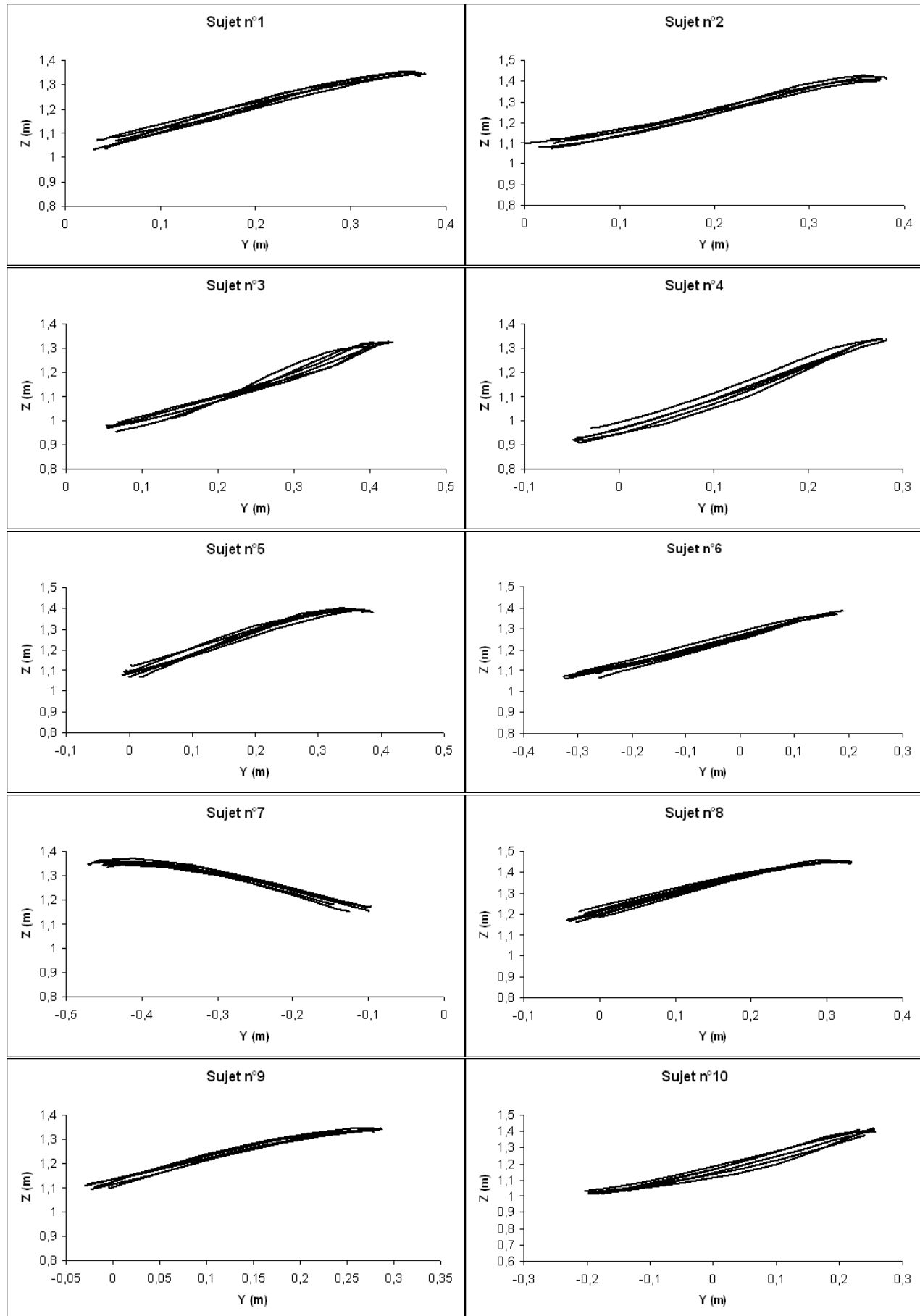


FIG. 3.8 – Trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour un mouvement d'atteinte d'une cible avec une orientation différente de celle initiale de la main

	LI				R ²		
Sujet	Min	Max	Moy	σ_X	Min	Max	Moy
n°1	4,44	8,52	6,59	1,69	0,97	1,00	0,99
n°2	2,05	6,72	4,44	1,65	0,99	1,00	0,99
n°3	3,39	4,43	3,90	0,40	0,99	1,00	1,00
n°4	2,78	5,96	3,63	1,32	0,99	1,00	1,00
n°5	6,40	10,87	8,56	1,62	0,96	0,99	0,98
n°6	1,59	3,21	2,45	0,63	1,00	1,00	1,00
n°7	10,85	13,51	11,72	1,06	0,95	0,96	0,95
n°8	6,14	7,52	6,95	0,55	0,98	0,99	0,98
n°9	5,24	10,02	7,23	1,99	0,97	0,99	0,98
n°10	2,75	7,30	4,12	1,83	0,98	1,00	0,99

Table 3.4: Tableau de synthèse pour un mouvement d'atteinte d'une cible avec une orientation différente de celle initiale de la main

même orientation que celle initiale de la main (LI de 3.70%), cette valeur reste tout de même faible et proche des valeurs de la littérature [Desmurget M. 97a] [Morasso P. 81] où les trajectoires peuvent être approximées par des lignes droites (LI de 2.8% et 3.3%). Enfin, nous constatons également que les valeurs de détermination de la régression R² sont toujours extrêmement proches de 1.

En analysant les courbes et les tableaux de résultats de ces 2 premières expériences, nous en arrivons aux mêmes conclusions que Lacquaniti et Sœchting : dans ce contexte où l'opérateur doit atteindre et saisir un objet à l'intérieur d'un espace de travail atteignable par le bras de l'opérateur, les trajectoires suivies par la main dans l'espace cartésien peuvent être approximées par des lignes droites. De plus, l'orientation finale de l'objet à atteindre n'affecte pas la trajectoire de la main lors de la phase d'atteinte. Cependant, pour quelques sujets, il semble que la trajectoire de la main soit légèrement affectée en fin de mouvement lors de la phase de préhension pour un objet avec une orientation différente de celle de la main en configuration initiale. Ainsi, on peut supposer que la main s'oriente en fin de mouvement lors de la phase de préhension, ce qui confirme les conclusions de Wang [Wang X. 99].

3.3.3.2 Étude de la trajectoire de la main dans l'espace cartésien pour une posture initiale bras tendu

Nous souhaitons étudier un mouvement spécifique qui n'est pas étudié dans la littérature pour lequel l'opérateur se trouve à la limite d'un espace de travail atteignable par le bras. L'objectif de cette expérience est d'étudier les trajectoires de la main pour un mouvement où le sujet se trouve dans des configurations particulières où le bras est tendu. En posture initiale, le sujet se situe debout le bras tendu le long du corps et a pour consigne d'atteindre un point "imaginaire" à hauteur de l'épaule et à une distance équivalente au bras tendu (FIG. 3.9). Le mouvement ne devrait solliciter *a priori* que les articulations de la clavicule, du bras et de l'épaule.

La figure 3.10 représente les trajectoires de la main, pour une série de 5 mouvements, dans le plan sagittal pour les 10 sujets.

La table 3.5 synthétise les résultats obtenus lors de cette troisième étude expérimentale en présentant, pour chaque sujet, les valeurs minimales (Min), maximales (Max) et moyennes (Moy) des coefficients de linéarité LI

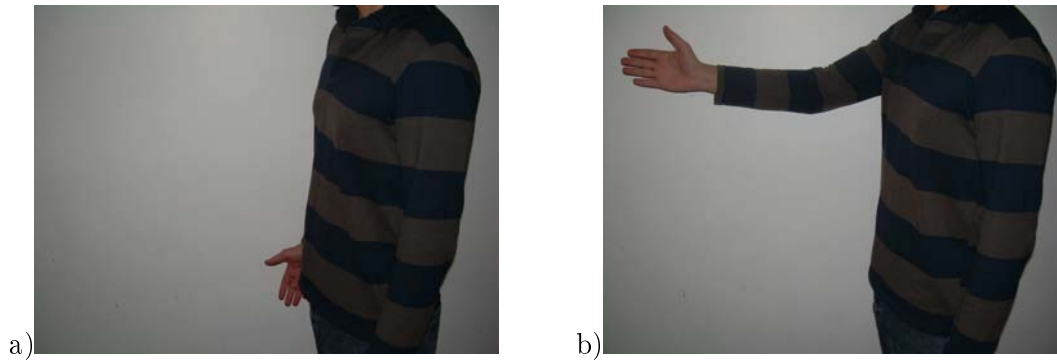


FIG. 3.9 – Postures initiale a) et finale b) des sujets lors de la troisième expérience

	LI			
Sujet	Min	Max	Moy	σ_X
n°1	17,62	20,06	18,92	1,03
n°2	14,71	17,16	16,05	1,14
n°3	15,92	17,73	16,89	0,70
n°4	12,18	14,84	13,65	1,12
n°5	18,58	21,76	20,23	1,57
n°6	15,85	16,16	15,98	0,13
n°7	18,29	20,62	19,54	0,84
n°8	16,70	19,81	18,27	1,20
n°9	19,04	19,83	19,32	0,32
n°10	21,94	22,89	22,47	0,40

Table 3.5: Tableau de synthèse pour un mouvement avec une posture initiale bras tendu

ainsi que la valeur d'écart type (σ_X) des coefficients de linéarité LI. Notons qu'étant donné que les trajectoires de la main sont nettement courbées (FIG. 3.10), il n'y a pas d'intérêt d'effectuer une régression linéaire (les résultats détaillés de cette expérience pour chaque sujets sont en ANNEXE E).

Nous constatons que les valeurs des coefficients de linéarité moyens LI varient de 13.65% à 22.47%. Pour un mouvement dans le plan sagittal avec une posture initiale bras tendu, la valeur moyenne des coefficients de linéarité moyens des 10 sujets est de 18.13%. Cette valeur est bien entendu plus élevée que les valeurs issues de la littérature pour un mouvement dans le plan sagittal pour lesquelles les trajectoires sont courbées (LI variant de 6.6% à 13% lors des expérimentations de Atkeson et Hollerbach [Atkeson C.G. 85] et entre 3.9% à 9.7% lors des expérimentations de Papaxanthis et al. [Papaxanthis C. 03]). En effet, lors de ces expérimentations, les sujets ont une posture initiale avec le bras à 90°. Les mouvements sont beaucoup plus contraints pour ceux dans le plan sagittal avec une posture initiale bras tendu que pour ceux dans le plan sagittal avec une posture initiale ou le bras est à 90°, ce qui explique les valeurs de LI obtenues. Ainsi, les trajectoires de la main sont courbées dans le plan sagittal pour des mouvements commençant ou finissant près des limites de l'espace de travail (correspondant à une zone atteignable par le bras), ce qui confirme les conclusions de certains auteurs [Uno Y. 89] [Osui R. 97] [Suzuki M. 97].

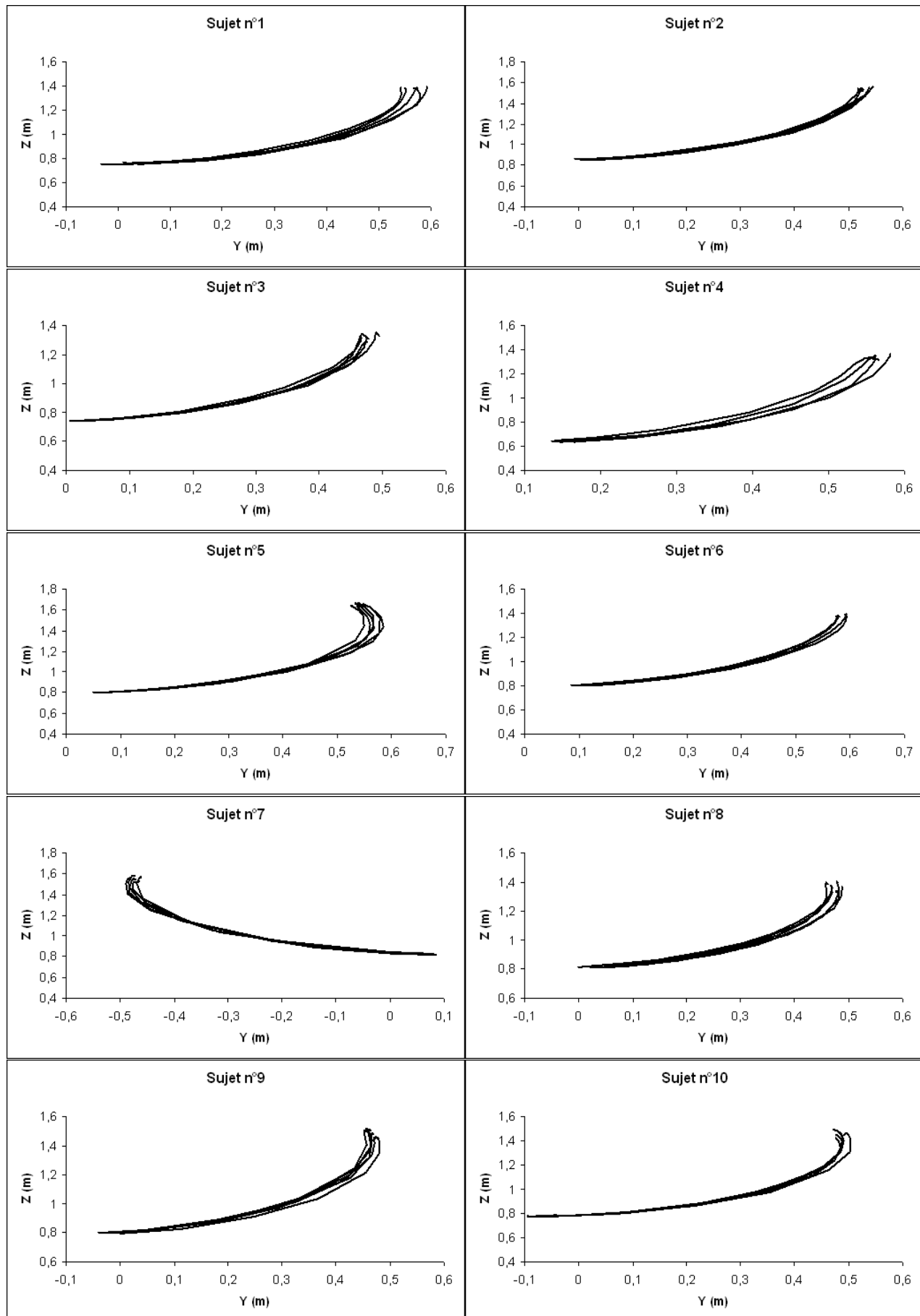


FIG. 3.10 – Trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour une posture initiale bras tendu

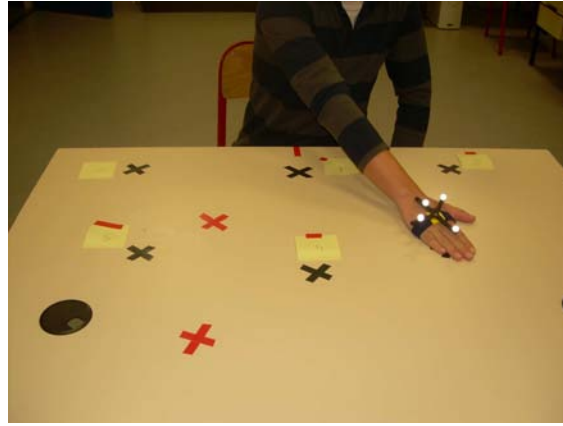


FIG. 3.11 – Mouvements dans le plan horizontal

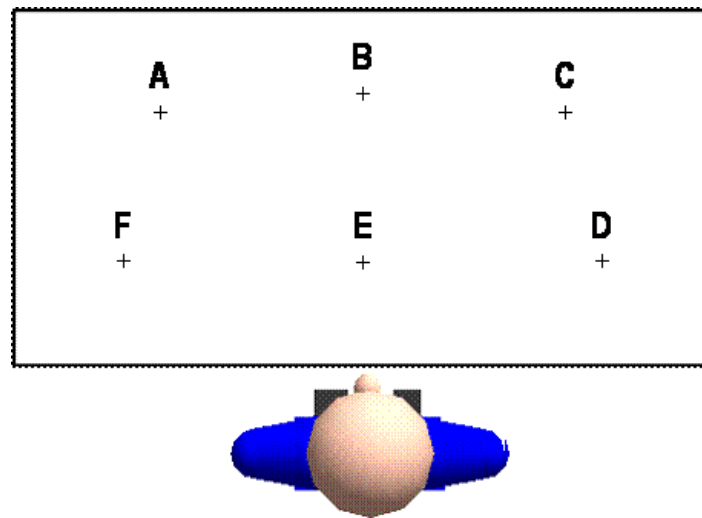


FIG. 3.12 – Contexte expérimental pour des mouvements dans le plan horizontal

3.3.4 Mouvements dans le plan horizontal

Nous cherchons à présent à étudier les trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour des mouvements de pointage vers différentes cibles à l'intérieur d'un espace de travail atteignable par le bras de l'opérateur. Ce type de mouvement est intéressant à étudier et analyser puisque ces mouvements sont proches de ceux que peut faire un opérateur sur un poste d'assemblage. Pour cela, nous reproduisons le contexte expérimental de Morasso [Morasso P. 81], Flash et Hogan [Flash T. 85] (FIG. 3.11). Contrairement aux expérimentations de Morasso, Flash et Hogan où le sujet devait manipuler une manivelle (ce qui contraint le mouvement), le sujet doit toucher les différentes cibles directement avec la main. Le sujet est assis devant un plan où sont situées différentes cibles numérotées (FIG. 3.12). Étant donné que toutes les cibles se situent dans un espace proche du sujet, les mouvements ne seront *a priori* générés que par les articulations de la clavicule, de l'épaule et du coude.

Dans un premier temps, le sujet effectue des séries de mouvements point à point à partir d'une cible initiale jusqu'à une cible finale. À partir du contexte expérimental de la figure 3.12, la table 3.6 définit les mouvements effectués lors de cette première expérience dans le plan horizontal. Chaque sujet exécute 2 fois ces mouvements. La figure 3.13 représente les trajectoires de la main dans le plan horizontal pour les 10 sujets.

La table 3.7 synthétise les résultats obtenus lors de cette première étude expérimentale dans le plan horizontal

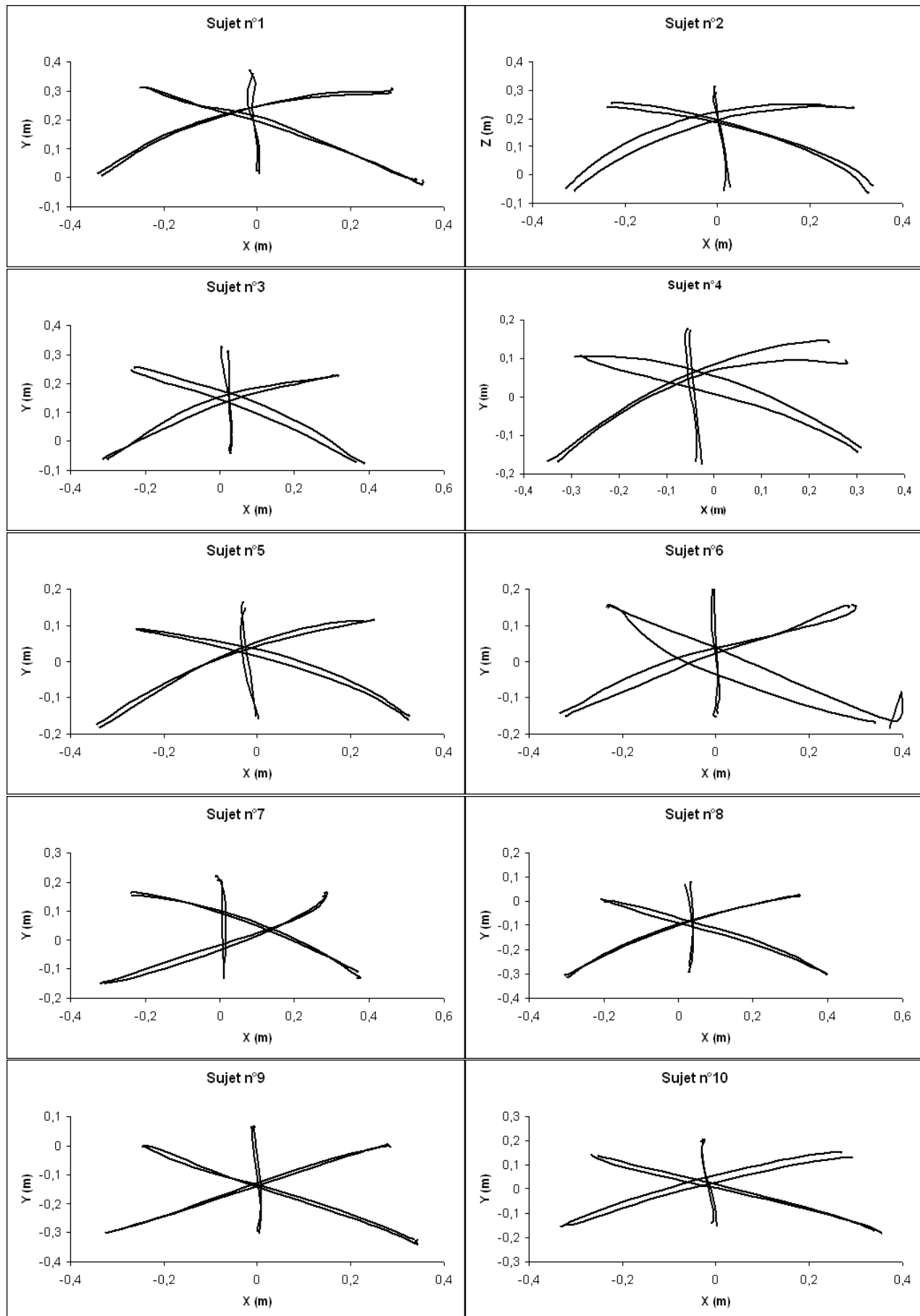


FIG. 3.13 – Trajectoires de la main dans l'espace cartésien lors de la première expérience dans le plan horizontal

Mvt	Séquence
1	F \Rightarrow C
2	E \Rightarrow B
3	A \Rightarrow D

TAB. 3.6 – Points à atteindre lors de la première expérience dans le plan horizontal

Mvt	LI moy	σ_X	LT moy
1	7,51	3,84	67,23
2	2,64	1,28	34,26
3	5,82	3,40	66,06

Table 3.7: Tableau de synthèse pour les mouvements d'atteinte de la première expérience dans le plan horizontal

en présentant, pour chaque mouvement, les valeurs moyennes des coefficients de linéarité LI (LI moyen %), la valeur d'écart type (σ_X) de ces coefficients de linéarité LI et la longueur moyenne du mouvement (LT moy en cm). Les résultats détaillés de cette expérience pour chaque sujets sont en ANNEXE F.

Nous constatons que, pour cette première série de mouvements d'atteinte dans le plan horizontal, les trajectoires suivies par la main dans l'espace cartésien peuvent être approximées par des lignes droites. En effet, les valeurs moyennes des coefficients de linéarité varient entre des valeurs beaucoup plus faibles (de 2.64% à 7.51%) que celles obtenues lors de l'expérience précédente où les trajectoires suivies par la main étaient courbées (valeurs variant de 13.65% à 22.47%). Cependant, nous pouvons constater que les coefficients de linéarité LI (et donc la courbure des trajectoires) sont plus élevés pour des mouvements commençant ou finissant près des limites de l'espace de travail correspondant à une zone atteignable par le bras (donc des mouvements avec les longueurs de trajectoires les plus élevées : cas des mouvement 1 et 3).

Dans un second temps, le sujet part d'une cible initiale et doit atteindre une séquence de points qui lui est dictée au fur et à mesure. A partir du contexte expérimental de la figure 3.12, la table 3.8 définit les mouvements effectués lors de cette seconde expérience dans le plan horizontal (en partant du point E, le sujet doit atteindre successivement les points B, F, D, C, E, A et D), chaque sujet devant également exécuter 2 fois cette séquence de mouvements. La figure 3.14 représente les trajectoires de la main dans le plan sagittal pour les 10 sujets.

La table 3.9 synthétise les résultats obtenus lors de cette seconde étude expérimentale dans le plan horizontal en présentant, pour chaque mouvement, les valeurs moyennes des coefficients de linéarité LI (LI moy en %), la valeur d'écart type (σ_X) de ces coefficients de linéarité LI ainsi que la longueur moyenne de chaque mouvement (LT moy en cm). Les résultats détaillés de cette expérience pour chaque sujets sont en ANNEXE G.

Mvt	Séquence
1	E \Rightarrow B
2	B \Rightarrow F
3	F \Rightarrow D
4	D \Rightarrow C
5	C \Rightarrow E
6	E \Rightarrow A
7	A \Rightarrow D

TAB. 3.8 – Composition de la séquence de la seconde expérience dans le plan horizontal

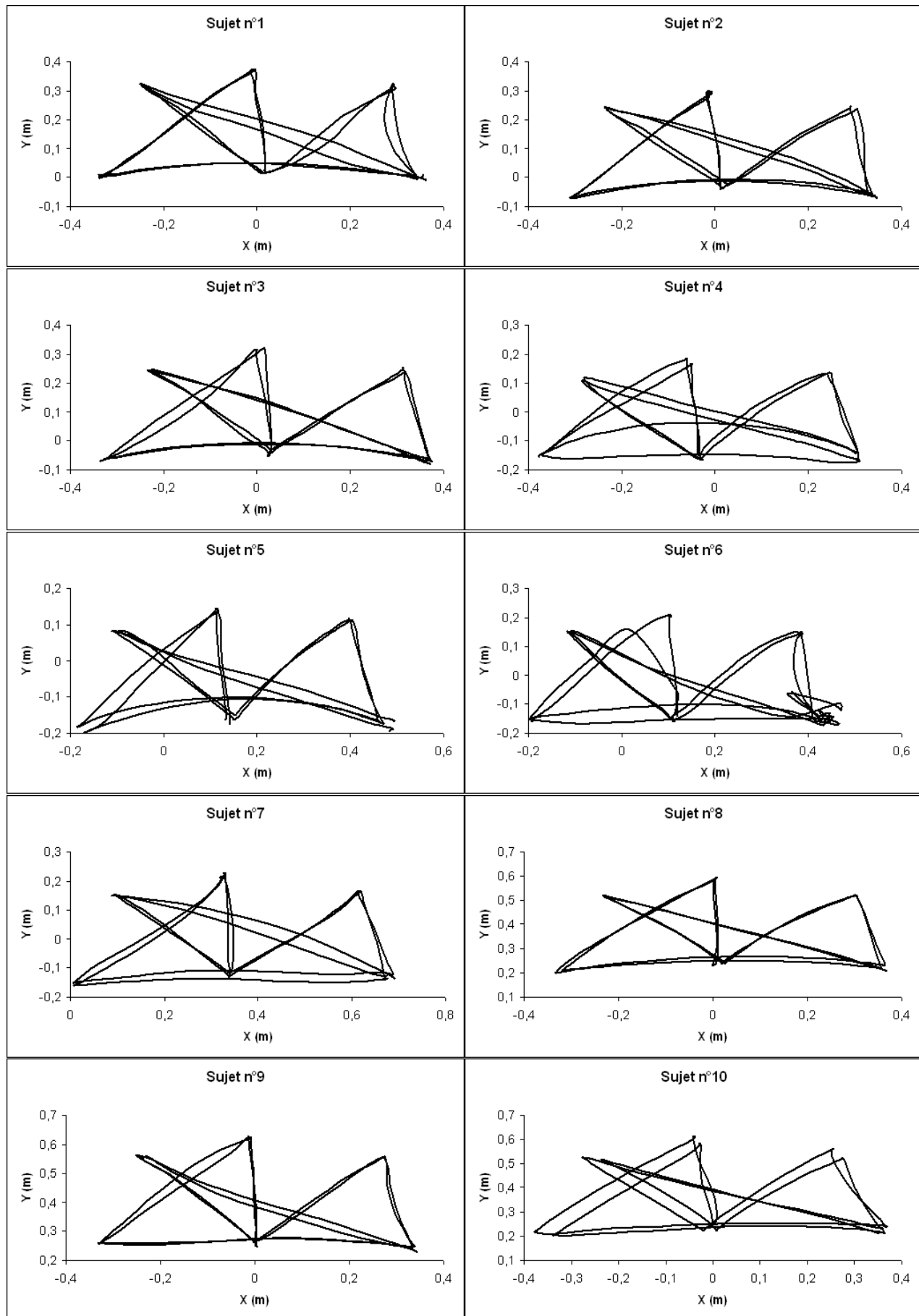


FIG. 3.14 – Trajectoires de la main dans l'espace cartésien lors de la seconde expérience dans le plan horizontal

Mvt	LI moy	σ_X	LT moy
1	2,2	1,69	34,27
2	3,2	1,68	47,68
3	7,4	4,29	67,26
4	3,8	3,45	30,67
5	4,3	2,25	39,86
6	2,6	1,10	37,53
7	3,2	2,34	65,90

Table 3.9: Tableau de synthèse pour les mouvements d'atteinte de la seconde expérience dans le plan horizontal

Les résultats de cette seconde expérience pour des mouvements dans le plan horizontal confirment les conclusions obtenues lors de la première expérience pour des mouvements dans ce même plan, à savoir que les trajectoires suivies par la main dans l'espace cartésien peuvent être approximées par des lignes droites. Durant cette expérience, la quasi totalité des trajectoires ont un coefficient de linéarité moyen inférieur à 4.3%. Seul le mouvement 3 a un coefficient de linéarité LI moyen de 7.4%. Cependant, il est à noter que pour ce mouvement (qui a également une longueur de trajectoire élevée de 67.26 cm en moyenne pour les 10 sujets) la main doit effectuer un mouvement de grande amplitude en étant proche du buste. Il est par conséquent difficile de dire si la courbure plus prononcée obtenue lors de ce mouvement est liée aux propriétés de la chaîne cinématique et/ou à l'évitement de collisions avec le buste. Ainsi, pour des mouvements de pointage dans le plan horizontal vers des cibles près du centre de l'espace de travail, la majorité des trajectoires peuvent être approximées par des lignes droites (ces courbes vérifient donc les hypothèses de [Haggard P. 95] [Miall R.C. 95]) et sont donc proches de celles trouvées par Morasso.

3.4 Conclusions

Ce troisième chapitre a été consacré à un état de l'art concernant l'analyse du mouvement humain et à la collecte de résultats expérimentaux. L'état de l'art comprend deux volets :

- le premier concerne les démarches expérimentales,
- le second décrit la mise en relation de ces données avec des principes qui tendent à les expliquer.

Les mesures ne permettent pas de faire émerger de principe général du mouvement humain, d'invariant au strict sens du terme. La diversité des tâches, des mouvements, des protocoles expérimentaux, des grandeurs mesurées sont autant d'obstacles dans la recherche de caractéristiques reproductibles. L'interprétation des résultats mène pour l'essentiel à l'établissement de tendances mais pas à la vérification de lois. Néanmoins, les trajectoires dans l'espace cartésien et le mouvement sur ces trajectoires prennent des formes qui varient assez peu pour les exemples pris dans la littérature. Les principes d'optimisation mis en avant pour expliquer ces phénomènes ne sont que peu satisfaisants et ne possèdent par ailleurs qu'une validité locale. A partir de ce constat, nous avons mené différentes expérimentations dans le but de disposer d'informations complémentaires sur la forme des trajectoires dans l'espace cartésien, à partir d'exemples de la littérature mais aussi de mouvements menés dans d'autres zones de l'espace atteignable. Ces données, issues à la fois de l'état de l'art et de nos expérimentations, constituent la base du schéma de génération de mouvement qui sera mis en œuvre dans les chapitres suivants. Elles permettront également de valider *a posteriori* les mouvements générés.

On peut enfin remarquer que si le but premier de ce chapitre était de rechercher des invariants, des moyens de réduire l'ensemble des mouvements permis par la formulation cinématique initiale, il a également permis de montrer la grande variabilité des mesures obtenues pour un même individu, et entre des individus différents.

Chapitre 4

Génération de mouvements automatiques

Dans ce chapitre, nous définissons notre schéma global de génération de mouvements. Dans un premier temps, nous présentons les différents modèles et outils mathématiques permettant la transformation entre l'espace opérationnel et l'espace généralisé. Au delà de leur définition formelle, d'une présentation générale de leurs propriétés et de leur mode de calcul, nous précisons leur caractéristiques intrinsèques et les difficultés associés. L'outil central de notre démarche est la décomposition en valeurs singulières et les algorithmes de pseudo-inversion associés. Le schéma développé s'appuie sur ces notions, intègre les butées articulaires et tient compte des masses et moments présents dans le système. A partir de l'analyse du modèle cinématique, des moyens de réglage sont proposés afin de reproduire la forme des trajectoires opérationnelles à partir de critères cinématiques.

4.1 Invariants du mouvement humain et mise en œuvre

Le chapitre précédent a permis de faire un tour d'horizon des résultats disponibles concernant le mouvement humain. Il est maintenant nécessaire de transposer ces résultats dans un schéma de commande afin de produire des mouvements cohérents vis à vis de la littérature. Les mesures ont fait apparaître des informations au niveau de l'espace opérationnel :

- au point de vue spatial, les trajectoires des mains sont dans un très grand nombre de cas proches de la ligne droite. Cependant, lorsque ces trajectoires s'écartent de la ligne droite, il n'existe pas d'explication formelle pour cet écart.
- dans le domaine temporel, le profil de la vitesse en fonction du temps est en forme de cloche. La minimisation du jerk cartésien est une hypothèse qui explique raisonnablement le phénomène.

Nous pouvons utiliser ces résultats dans notre génération de mouvements :

- d'une part, en imposant une ligne droite entre les différents points de la séquence. Ceci nous permet de passer d'un problème point à point dans l'espace cartésien à un problème à trajectoire imposée, plus simple à résoudre. On notera cependant que cette trajectoire n'est pas explicitement imposée par les données d'entrée. Par conséquent, nos stratégies de mouvement pourront requérir de relaxer localement cette contrainte si cela semble en accord avec les mouvements humains.
- d'autre part, en fixant le profil d'évolution temporel *a posteriori* sur l'évolution spatiale obtenue. En effet, la génération de mouvement va se faire en deux temps : le premier, au cours duquel on détermine l'évolution spatiale $\mathbf{X}(s)$ et $\mathbf{q}(s)$; le deuxième, où on forme la loi de composition $\mathbf{X}(s(t))$ et $\mathbf{q}(s(t))$ pour laquelle la dérivée de $s(t)$ suit la loi en cloche.

On décide donc de *reproduire* ces comportements. Dans l'espace généralisé, on observe également un certain nombre de phénomènes de coordination articulaire :

- le blocage de certaines articulations (seul le bras est en mouvement alors que le buste pourrait contribuer), la participation relative des articulations produisant un même mouvement cartésien (l'amplitude du mouvement du buste par rapport au mouvement de l'épaule et du coude pour un mouvement dans le plan sagittal, par exemple).
- également des profils de coordination articulaires spécifiques à certains mouvements (coordination épaule-coude dans les études de Soechting et Lacquaniti [Soechting J.F. 81] [Lacquaniti F. 82], par exemple).

Il est très difficile de déduire des règles de commande qui permettraient d'être en accord avec ces caractéristiques sans perdre l'hypothèse de l'indépendance, dans le cas général, des mouvements des différentes articulations. Ici,

le défi consiste à proposer un schéma de commande qui reproduise dans une certaine mesure ces comportements sans les avoir pré-contraints. Si un phénomène est d'origine principalement cinématique, on devrait pouvoir le *retrouver* par une approche cinématique. Si son origine est d'origine dynamique ou si elle est due à une relation non modélisée, par exemple la relation de transmission des muscles aux liaisons, un modèle qui ne prend pas en compte ces données ne permettra pas de le *retrouver*. Notre point de vue global de la littérature étudiée est qu'il est difficile de distinguer l'action de la dynamique de celle de la cinématique dans les phénomènes observés. Autant dans certains gestes sportifs, la part des effets de déformation de la chaîne cinématique et des effets d'entraînement semble absolument prépondérante ; autant, sur poste de travail, il nous semble plausible qu'une grande partie des mouvements observés soient principalement issus de contraintes cinématiques. Nous considérons donc un schéma de commande cinématique et nous considérons également que les résultats produits peuvent être analysés de ce point de vue c'est à dire en s'intéressant à la forme des trajectoires, au caractère spatial, sur lequel on superposerait une dynamique sur la trajectoire qui serait, elle, intimement liée à la nature des actionneurs – que nous ne modélisons pas. Du point de vue spatial, les trajectoires en position s'écartent peu de la ligne droite qui est la solution qui minimise la distance dans l'espace cartésien. Nous avons constaté que dans un certain nombre de cas pour lesquels l'écart à la ligne droite est important, la ligne droite imposerait un déplacement articulaire important. On pourrait en conclure que l'on minimise la distance dans l'espace cartésien tant que cela n'induit pas une augmentation trop importante de la distance parcourue dans l'espace généralisé. Cette idée va à l'encontre de celles qui tendent à montrer que l'optimisation du résultat se fait dans l'espace cartésien ou dans l'espace généralisé, mais pas dans les deux. Ces considérations nous ont poussé à rechercher une solution qui prenne son origine dans la minimisation d'un coût spatial dans les deux espaces et qui soit adaptable en fonction de la configuration. Cette solution est mise en œuvre dans le cadre d'un schéma cinématique dans ce chapitre.

4.2 Modèles cinématiques

4.2.1 Suivi de trajectoire et modélisation cinématique

La tâche est initialement définie par le concepteur sous la forme d'une séquence de situations des mains. Compte tenu des observations du chapitre précédent, nous imposons un déplacement en ligne droite entre ces situations successives. Le problème de génération de déplacements point à point se trouve donc transformé en un suivi de trajectoire opérationnelle et il s'agit de calculer l'incrément $\delta\mathbf{q}$ qui réalise l'incrément $\delta\mathbf{X}$ sur la trajectoire opérationnelle ainsi créée.

Comme on l'a écrit au chapitre 1, le modèle cinématique direct relie les vitesses opérationnelles et généralisées sous la forme :

$$\dot{\mathbf{X}} = J(q)\dot{\mathbf{q}} \quad (4.1)$$

Le MCD est donc l'application linéaire qui transforme, en une configuration donnée, une vitesse articulaire (ou vitesse généralisée) en la dérivée par rapport au temps des coordonnées opérationnelles (ou vitesse opérationnelle). Au premier ordre, dans l'hypothèse de petites variations, cette application transforme les incréments dans l'espace généralisé $\delta\mathbf{q}$ en incréments dans l'espace opérationnel $\delta\mathbf{X}$.

$$\delta \mathbf{X} \approx J \delta \mathbf{q} \quad (4.2)$$

Elle peut donc être utilisée pour résoudre numériquement l'inversion du modèle géométrique ou pour suivre une trajectoire discrétisée. Lorsque l'on recherche une solution au niveau cinématique en tenant compte des butées articulaires, on est amené à choisir $\delta \mathbf{q}$ tel que :

$$\delta \mathbf{X} = J(q) \delta \mathbf{q} \quad (4.3)$$

et

$$\delta q_{i,min} \leq \delta \mathbf{q} \leq \delta q_{i,max} \quad (4.4)$$

On se pose donc un problème de choix, ou d'optimisation, dans un ensemble fermé borné de dimension $(n - m)$. Dans un premier temps, nous allons nous intéresser à la résolution de ce problème d'optimisation dans l'espace de dimension $(n - m)$ correspondant i.e. en faisant abstraction des contraintes inégalités.

4.2.2 Calcul du MCD

Le calcul de la matrice jacobienne peut se faire de plusieurs façons :

– Il est possible de déduire les éléments de la matrice jacobienne à partir du MGD par la relation suivante :

$$J_{i,j} = \frac{\partial f_i(\mathbf{q})}{\partial q_j} \quad \begin{array}{l} i = 1, \dots, m \\ j = 1, \dots, n \end{array} \quad (4.5)$$

Dans ce cas, la matrice $J(\mathbf{q})$ obtenue dépend implicitement du choix effectué pour les coordonnées opérationnelles \mathbf{X} .

$$J(\mathbf{q}) = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial q_1} & \dots & \frac{\partial f_1}{\partial q_m} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial f_n}{\partial q_1} & \dots & \frac{\partial f_n}{\partial q_m} \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

– En général, un autre mode de calcul est suivi. On écrit d'une part la transformation qui relie les vecteurs vitesse de translation et de rotation et les vitesses articulaires $\dot{\mathbf{q}}$ [Dombre E. 88]. On a donc la relation :

$${}^0\hat{\mathbf{C}}_{0n} = \begin{bmatrix} {}^0\nu_{0n} \\ {}^0\Omega_{0n} \end{bmatrix} = J \dot{\mathbf{q}} \quad (4.7)$$

où ${}^0\hat{\mathbf{C}}_{0n}$ est le torseur cinématique, ${}^0\nu_{0n}$ le vecteur vitesse de translation de l'origine du repère lié à l'organe terminal exprimé dans le repère de base R_0 et ${}^0\Omega_{0n}$ les coordonnées du vecteur vitesse de rotation de l'organe terminal dans le repère de base R_0 . Comme on recherche l'expression de la dérivée par rapport au temps des coordonnées opérationnelles, la deuxième étape de la méthode consiste à établir les relations entre ces dérivées et le torseur cinématique. La première étape exploite le formalisme de Denavit-Hartenberg qui permet de relier systématiquement les composantes du torseur cinématique au type des liaisons et à l'axe suivant lequel leur paramètre variable évolue : si l'articulation q_i est prismatique :

$$\begin{cases} {}^0\nu_{i-1,i}^O = {}^0z_{i-1} \dot{q}_i \\ {}^0\Omega_{i-1,i} = 0 \end{cases} \quad (4.8)$$

si l'articulation q_i est rotoïde :

$$\begin{cases} {}^0\nu_{i-1,i}^{O_n} = {}^0\Omega_{i-1,i} \times {}^0(O_{i-1}O_n) \\ {}^0\Omega_{i-1,i} = {}^0z_{i-1} \dot{q}_i \end{cases} \quad (4.9)$$

où ${}^0(O_{i-1}O_n)$ est le vecteur $O_{i-1}O_n$ exprimé dans le repère de base R_0 . En appliquant la loi de composition des vitesses linéaires, on peut additionner les contributions élémentaires de chaque articulation pour déterminer les vecteurs vitesse de translation et de rotation du repère terminal R_n :

$$\begin{cases} {}^0\nu_{0n} = {}^0\nu_{0n}^{O_n} = {}^0\nu_{01}^{O_n} + {}^0\nu_{12}^{O_n} + \dots + {}^0\nu_{n-1,n}^{O_n} = \sum_{i=1}^n {}^0\nu_{0n}^{O_n} \\ {}^0\Omega_{0n} = {}^0\Omega_{01} + {}^0\Omega_{12} + \dots + {}^0\Omega_{n-1,n} = \sum_{i=1}^n {}^0\Omega_{i-1,i} \end{cases} \quad (4.10)$$

A partir des équations (4.8), (4.9) et (4.10), on en déduit :

$$J = \begin{bmatrix} J_1 & J_2 & \dots & J_n \end{bmatrix} \quad (4.11)$$

avec $J_i = \begin{bmatrix} {}^0z_{i-1} \\ 0 \end{bmatrix}$ si l'articulation q_i est prismatique, et $J_i = \begin{bmatrix} {}^0z_{i-1} \times ({}^0A_{i-1}{}^{i-1}P_n) \\ {}^0z_{i-1} \end{bmatrix}$ si l'articulation q_i est rotoïde. Cette méthode de calcul permet donc de construire la transformation entre torseur cinématique et vitesses généralisées à partir du paramétrage de Denavit Hartenberg et sans calculer de dérivée partielle. La matrice obtenue à cette étape est donc uniquement liée à la nature du système mécanique et est indépendante du système de coordonnées opérationnelles choisies. La deuxième partie consiste à écrire la relation qui transforme le torseur cinématique en la dérivée par rapport au temps du vecteur des coordonnées opérationnelles. Elle dépend donc directement du choix fait par l'utilisateur pour représenter tout ou partie de la situation du ou des organes terminaux. Parmi les choix possibles pour décrire la situation des corps, nous avons retenu les coordonnées cartésiennes de position d'une part, les angles Roulis-Tangage-Lacet de l'autre. La dérivée des coordonnées cartésiennes de position est directement la vitesse linéaire : la transformation est l'identité concernant les composantes de position. Pour l'orientation, il faut considérer la relation qui lie les incréments des angles de Roulis-Tangage-Lacet $(\delta\varphi, \delta\theta, \delta\psi)$ aux incréments angulaires $(\delta\phi_x, \delta\phi_y, \delta\phi_z)$. D'après les formules de transformation [Renaud M. 96], on a :

$$\delta\phi = \delta\psi z + \delta\theta y_\psi + \delta\varphi x_{\psi\theta}$$

En prenant les vecteurs unitaires des matrices de rotations, on obtient les expressions suivantes :

$$\begin{aligned} \delta\phi_x &= -\delta\theta \sin\psi + \delta\varphi \cos\psi \cos\theta \\ \delta\phi_y &= \delta\theta \cos\psi + \delta\varphi \sin\psi \cos\theta \\ \delta\phi_z &= \delta\psi - \delta\varphi \sin\theta \end{aligned}$$

qui peuvent être utilisées pour convertir la consigne. Dans la suite du mémoire, on utilisera la matrice qui exprime le torseur cinématique à partir de vitesses généralisées que l'on notera J et on notera $\delta\mathbf{X}$ la consigne convertie.

4.2.3 Modèle cinématique inverse

Comme le MCD est linéaire, on dispose de moyens de résolution (d'inversion du MCD) dont les modalités varient selon les dimensions de J et les propriétés de l'application linéaire qu'elle représente dans le système de coordonnées choisi.

4.2.3.1 Redondance et inversion généralisée

Le problème – et l'application linéaire associée, représentée par J – sont redondants lorsque la tâche impose $m < n$ coordonnées opérationnelles indépendantes. La différence $(n - m)$ est parfois appelée degré de redondance. Le problème est non redondant lorsque $m = n$. Dans le cas non-redondant, la matrice jacobienne J est carrée d'ordre n et son déterminant est non nul *presque partout*. Les configurations pour lesquelles ce déterminant est nul sont appelées configurations singulières. En dehors de ces configurations, la matrice régulière J , de dimension $(n \times n)$, admet une inverse unique J^{-1} telle que :

$$JJ^{-1} = J^{-1}J = I_n \quad (4.12)$$

où I_n est la matrice identité de dimension $(n \times n)$, et :

$$JJ^{-1}J = J \quad (4.13)$$

En une configuration donnée, le MCI est unique et s'écrit alors :

$$\delta \mathbf{q} = J^{-1} \delta \mathbf{X} \quad (4.14)$$

Dans le cas redondant, la matrice J n'est pas inversible. L'équation ci-dessus n'a pas lieu d'être car il existe une infinité de $\delta \mathbf{q}$ correspondant à une contrainte imposée $\delta \mathbf{X}$ dès lors que le système est compatible i.e. si et seulement si $\delta \mathbf{X}$ appartient à l'image de J . Dans ce cas, on peut choisir d'écrire toutes les solutions du problème, lorsqu'il en existe, sous la forme :

$$\delta \mathbf{q} = J^\# \delta \mathbf{X} + (I_n - J^\# J) \mathbf{z} \quad (4.15)$$

où $J^\#$ est une inverse généralisée de J de dimension $(n \times m)$, $(I_n - J^\# J)$ est l'opérateur de projection (ou *projecteur*) sur le noyau de J , \mathbf{z} est un vecteur arbitraire de dimension $(n \times 1)$. Les inverses généralisées doivent vérifier :

$$JJ^\# \delta \mathbf{X} + J(I_n - J^\# J) \mathbf{z} = \delta \mathbf{X}$$

soit encore :

$$JJ^\# \delta \mathbf{X} = \delta \mathbf{X} \text{ et } JJ^\# J = J$$

Dans notre cas, pour lequel $m < n$ et où on peut supposer sans perte de généralité que $\text{rang}(J) = m$, $J^\#$ est une inverse à droite de J i.e vérifie $JJ^\# = I_m$. Les inverses généralisées $J^\#$ ne possèdent donc qu'une partie des propriétés de l'inverse classique.

4.2.3.2 Solutions de norme minimales, pseudo-inverse(s)

Parmi toutes les inverses généralisées de J , on distingue la pseudo-inverse J^+ – ou pseudo-inverse de Moore-Penrose – qui vérifie les propriétés suivantes [Rotella F. 95] [Golub G. 83] :

$$\left\{ \begin{array}{l} JJ^+J = J \\ J^+JJ^+ = J^+ \\ (JJ^+)^T = JJ^+ \\ (J^+J)^T = J^+J \end{array} \right. \quad (4.16)$$

En fonction des dimensions des espaces articulaire et opérationnel, on en déduit l'expression de la pseudo-inverse :

$$J^+ = J^t(JJ^t)^{-1} \quad (4.17)$$

Cette inverse généralisée particulière est telle que la solution :

$$\delta\mathbf{q}^+ = J^+\delta\mathbf{X}$$

est parmi toutes les solutions $\delta\mathbf{q}$ au problème celle qui minimise la norme euclidienne $\|\delta\mathbf{q}\|_E^2 = \sum_i \delta q_i^2 = \delta\mathbf{q}^t\delta\mathbf{q}$. On montre en effet que $\delta\mathbf{q}^+$ est la solution du problème :

$$\left\{ \begin{array}{l} \min(\delta\mathbf{q}^t\delta\mathbf{q}) \\ \text{sous } \delta\mathbf{X} = J\delta\mathbf{q} \end{array} \right. \quad (4.18)$$

Le critère ci-dessus n'a de signification physique que si les grandeurs considérées, en l'occurrence les δq_i ont le même coût pour le problème à régler. On peut cependant remplacer ce coût par tout autre coût qui conserve les propriétés du produit scalaire ci-dessus. En effet, si on considère que le critère à minimiser est la somme pondérée positivement du carré des composantes de $\delta\mathbf{q}$ i.e :

$$\min(\sum Q_{ii}^2 \delta q_i^2) \quad Q_{ii} > 0$$

On en revient alors à résoudre le problème :

$$\left\{ \begin{array}{l} \min(\delta\mathbf{q}^t Q \delta\mathbf{q}) \\ \text{sous } \delta\mathbf{X} = J\delta\mathbf{q} \end{array} \right. \quad (4.19)$$

où $Q = \text{diag}(Q_{ii}^2)$ est une matrice diagonale définie positive de dimension $(n \times n)$. Le même principe de résolution fournit la solution :

$$\delta\mathbf{q}_Q^+ = J_Q^+\delta\mathbf{X}$$

avec, pour les mêmes hypothèses concernant J ($m < n$ et $\text{rang}(J) = m$) :

$$J_Q^+ = Q^{-1} J^T (J Q^{-1} J^T)^{-1}$$

La matrice J_Q^+ est une inverse généralisée particulière, appelée pseudo-inverse Q -pondérée. $\delta \mathbf{q}_w^+$ minimise la norme $\|\delta \mathbf{q}\|_Q$ et la pseudo-inverse correspond au cas particulier $Q = I_n$. Cette généralisation de la notion de pseudo-inverse à des normes dont la pondération diffère de celle de la norme euclidienne sera particulièrement intéressante pour la génération de mouvements humains car dans ce cas il peut être intéressant d'associer des coûts différents aux différentes liaisons.

Remarque : les deux problèmes de minimisation peuvent être mis sous la même forme de minimisation de la norme euclidienne pour deux représentations obtenues par la transformation suivante :

soit $\delta \tilde{\mathbf{q}} = B \delta \mathbf{q}$ où B est la matrice symétrique définie positive telle que $B^t B = Q$ alors :

$$\min(\delta \tilde{\mathbf{q}}^t \delta \tilde{\mathbf{q}}) = \min(\delta \mathbf{q}^t W Q \delta \mathbf{q})$$

sous :

$$\delta \mathbf{X} = J \delta \mathbf{q} \text{ ou encore } \delta \mathbf{X} = \tilde{J} \delta \tilde{\mathbf{q}} \text{ avec } \tilde{J} = J B^{-1}$$

La solution s'écrit donc :

$$\delta \tilde{\mathbf{q}} = \tilde{J}^+ \delta \mathbf{X} = \tilde{J}^t (\tilde{J} \tilde{J}^t)^{-1} \delta \mathbf{X} = B^{-t} J^t (J B^{-1} B^{-t} J^t)^{-1} \delta \mathbf{X}$$

soit encore (FIG. 4.1) :

$$\delta \mathbf{q} = B^{-1} \delta \tilde{\mathbf{q}} = B^{-1} B^{-t} J^t (J B^{-1} B^{-t} J^t)^{-1} \delta \mathbf{X} = J_Q^+ \delta \mathbf{X}$$

Si parmi les inverses généralisées, on se limite aux pseudo-inverses Q -pondérées, on obtient finalement l'expression de la cinématique inverse :

$$\delta \mathbf{q} = J_Q^+ \delta \mathbf{X} + (I_n - J_Q^+ J) \mathbf{z} \quad (4.20)$$

4.2.3.3 Tâches secondaires

L'équation (4.15) et sa particularisation aux pseudo-inverses Q -pondérées (4.20) peuvent être décomposées en 2 termes :

$$\delta \mathbf{q} = \delta \mathbf{q}_1 + \delta \mathbf{q}_2 \quad (4.21)$$

où le premier terme $\delta \mathbf{q}_1$ est défini par la consigne $\delta \mathbf{X}$ et par le choix de la pondération. Le second terme $\delta \mathbf{q}_2$, appelé solution homogène ou terme d'optimisation, appartient au noyau de J et est indépendant de $\delta \mathbf{X}$. Il peut être utilisé pour satisfaire des contraintes d'optimisation supplémentaires. On peut ainsi définir une ou des tâche(s) secondaire(s) dans la construction du vecteur \mathbf{z} . Elles seront partiellement réalisées par la projection du vecteur \mathbf{z} sur le noyau de J qui annule la composante susceptible de perturber la consigne $\delta \mathbf{X}$ (FIG. 4.2).

Boulic et Mas [Boulic R. 96a] recensent les tâches secondaires les plus couramment utilisées en robotique

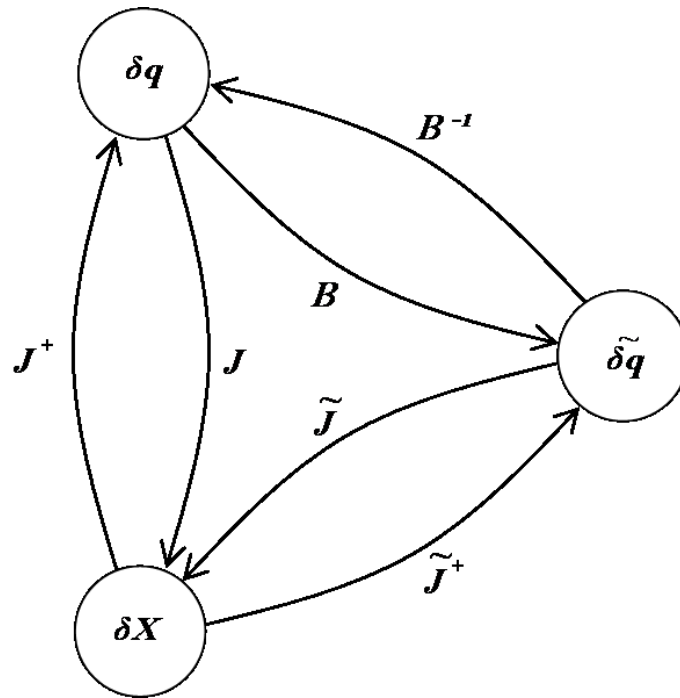


FIG. 4.1 – Illustration des changements d'espace

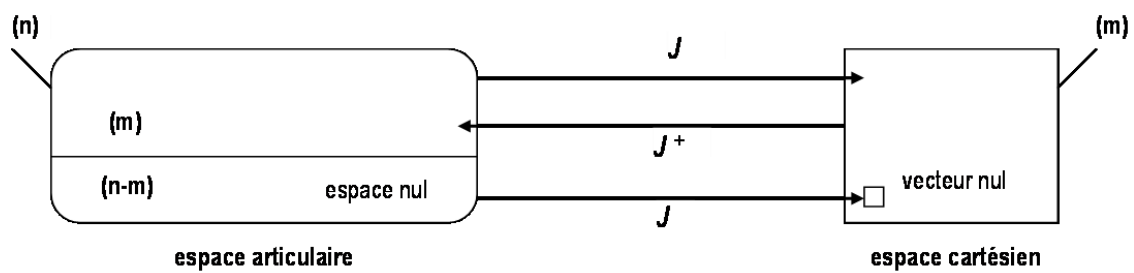


FIG. 4.2 – Illustration du partitionnement de l'espace articulaire avec la cinématique inverse

(éviter des butées, des singularités ou des obstacles) et en animation (ajustement vers une posture de confort, équilibre du centre de masse). Divers auteurs ont développé des algorithmes de cinématique inverse pour la génération de mouvements. Par exemple, des contraintes d'équilibres peuvent être ajoutées pour positionner le centre de masse [Zhao J. 94] [Baerlocher P. 04]. Koga et al. combinent un planificateur de trajectoire permettant l'évitement d'obstacle et un algorithme de cinématique inverse pour de la manipulation d'objet par un personnage en modélisant le bras humain par une chaîne cinématique à 7 DDL [Koga Y. 94]. Baerlocher et Boulic nous rappellent que pour optimiser plusieurs contraintes simultanément, deux approches sont possibles pour relativiser leur influence respective [Baerlocher P. 04] : soit pondérer chaque contrainte, soit leur attribuer une priorité. Cependant, à moins d'attribuer un poids infini à une contrainte, il n'est pas possible d'imposer sa réalisation par rapport aux autres. Ainsi, diverses études se sont intéressées à la cinématique inverse en définissant différents ordre de priorité pour diverses contraintes. Par exemple, Nakamura propose une formulation pour l'optimisation de deux contraintes $\delta\mathbf{X}_1$ et $\delta\mathbf{X}_2$ à deux niveaux de priorités distincts [Nakamura Y. 91]. De plus, Baerlocher et Boulic proposent une généralisation du calcul des projecteurs pour diverses contraintes avec plusieurs niveaux de priorités. Cette approche est appliquée pour des systèmes articulés quelconques et pour l'optimisation de posture d'humains virtuels avec prise en compte des valeurs de butées articulaires.

Kim et al. [Kim K. H. 04] utilisent également la cinématique inverse pour deux consignes (pilotage de la main droite et du regard) pour l'étude de mouvements d'atteinte en utilisant deux chaînes cinématiques de 14 DDL avec une partie commune (3 DDL) au niveau du buste : une chaîne de 6 DDL (2 DDL pour la clavicule, 3 DDL pour l'épaule et 1 DDL pour le coude) permettant de piloter la main droite en position (vecteur de consigne de 3 composantes) et 5 DDL (2 DDL pour le cou et 3 DDL pour la tête) pour le pilotage du regard (vecteur de consigne de 2 composantes). Par la suite, les postures finales obtenues sont comparées avec celles observées sur des sujets réels devant effectuer la même tâche, ces comparaisons faisant parfois apparaître, pour certaines articulations, d'importants écarts angulaires entre les postures finales simulées et capturées.

Remarque : Une des limitations de la cinématique inverse pour l'animation de personnage 3D et la génération de mouvement humain est que les butées articulaires ne sont pas explicitement prises en compte. Cependant, diverses approches permettent de prendre en compte ce problème : une solution simple est d'évaluer la solution et de tronquer les valeurs articulaires qui dépassent leurs valeurs de butées. Cependant, ces troncatures introduisent une erreur. Il est également possible d'utiliser la tâche secondaire pour prendre en compte les limites articulaires (solution que nous avons retenue). Cependant, cette tâche n'est que partiellement réalisée du fait de sa projection dans le noyau. Une autre solution est de tronquer les variables articulaires qui atteignent leurs valeurs limites de la matrice jacobienne, mais seulement pour le calcul de l'opérateur de projection vers le noyau [Boulic R. 94], cette solution introduisant donc une erreur. Enfin, en cas de dépassement des limites articulaires, il est possible de revenir à une résolution locale du système par un problème d'optimisation sous contraintes (résolution de (4.3) sous les contraintes (4.4)).

4.3 Manipulabilité, conditionnement et singularités

Le modèle cinématique est une application linéaire de l'espace généralisé vers l'espace opérationnel. Il transforme un ensemble convexe pris dans \mathbb{R}^n en un autre ensemble convexe dans un espace localement semblable

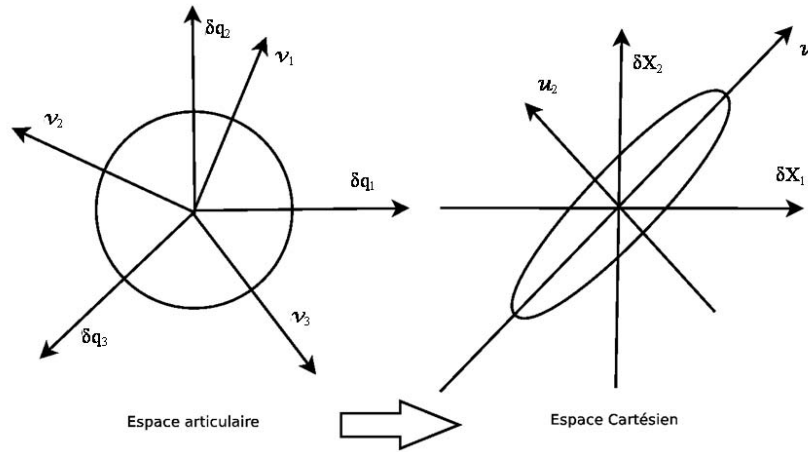


FIG. 4.3 – Représentation géométrique de la distorsion de l'espace pour $n=3$ et $m=2$

à \mathbb{R}^m . Une représentation géométrique du problème pour $n = 3$ et $m = 2$ est donnée à la figure 4.3 : une boule unité ($\|\delta\mathbf{q}\|_E^2 \leq 1$) dans l'espace généralisé est transformée en une ellipsoïde dans l'espace opérationnel [Maciejewski A. A. 90], [Bennis F. 02]).

Pour savoir quantitativement comment les « actionneurs » agissent sur la tâche, il faut pouvoir mesurer le ratio entre incrément généralisé et incrément opérationnel. On sait, par exemple, que dans les configurations dites singulières, le rang de J diminue et certaines directions de l'espace opérationnel ne sont plus dans l'image de J . On ne peut donc plus produire d'incrément dans ces directions quelles que soient l'amplitude et la direction de l'incrément généralisé. On sait également que cette vérité mathématique doit s'accorder à une réalité numérique et que zéro devra être représenté numériquement par une valeur seuil non nulle. Lorsque le déterminant de J prend une valeur très proche de zéro, on peut observer qu'il est nécessaire de produire un incrément de très grande amplitude dans l'espace généralisé pour produire un incrément de très faible amplitude dans certaines directions de l'espace opérationnel. Il y a donc des configurations pour lesquelles le rapport de l'incrément généralisé sur l'incrément opérationnel est très faible et, de manière duale, en une configuration donnée, différents $\delta\mathbf{q}$ de même module produiront des incréments opérationnels de modules différents. De manière générale, ce rapport et l'efficacité de la chaîne cinématique évoluent avec la configuration. On peut mesurer globalement cette efficacité ou bien la ramener à une consigne particulière. Dans tous les cas, la décomposition en valeurs singulières fournit les bases de cette mesure.

Décomposition en valeurs singulières

La décomposition en valeurs singulières d'une matrice met en évidence une matrice diagonale qui lui est équivalente. Ainsi, pour notre matrice jacobienne J de dimension $(m \times n)$ il existe deux matrices orthogonales U de dimension $(m \times m)$ et V de dimension $(n \times n)$ telles que [Golub G. 83], [Rotella F. 95] :

$$U^T J V = \Sigma$$

ou encore :

$$J = U \Sigma V^T \quad (4.22)$$

où :

- $U = [u_1 \quad u_2 \dots u_m]$ est une base orthonormale de l'espace opérationnel
- $V = [v_1 \quad v_2 \dots v_n]$ est une base orthonormale de l'espace généralisé
- $\Sigma = \text{diag}\{\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_p\}$ est de dimension $(m \times n)$, $p = \min\{m, n\}$ (p est le rang de J) et $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \dots \geq \sigma_p \geq 0$

Les σ_i sont les valeurs singulières de J . La signification géométrique de cette transformation est la suivante : la transformée par J d'une boule de rayon unité dans l'espace généralisé est un ellipsoïde de dimension p d'axes principaux u_i , la longueur de l'axe selon u_i valant σ_i .

Remarque : Étant donné que la matrice jacobienne est calculée numériquement, les valeurs obtenues sont approchées et l'obtention d'une valeur singulière exactement nulle est improbable. Pour la suite, nous considérons donc que la matrice jacobienne peut posséder des valeurs singulières très faibles mais qu'elle n'est jamais singulière (c'est pourquoi nous avons considéré que J est de rang plein et donc $p = m$). Remarquons que la décomposition en valeurs singulières fournit une représentation explicite :

- de l'image de J : les $\{u_i; i = 1, \dots, p \leq m\}$ forment une base de l'image de J ;
- du noyau de J : les $\{v_i; i = p + 1, \dots, n\}$ forment une base du noyau de J .

La décomposition en valeurs singulières fournit une mesure globale de la géométrie de cette ellipsoïde pour une configuration donnée. En effet, l'indice de manipulabilité $w(q) = \sqrt{\det(J(q)J^T(q))}$ s'écrit alors :

$$w(q) = \sqrt{\det(J(q)J^T(q))} = \sqrt{\det(\Sigma\Sigma^t)} = \sigma_1\sigma_2 \dots \sigma_p$$

C'est donc, à une constante multiplicative près, la mesure du volume de l'ellipsoïde dans l'espace opérationnel. La manipulabilité sera d'autant meilleure que les σ_i se rapprocheront de l'unité i.e. que l'ellipsoïde tendra vers une boule. L'indice de manipulabilité sera nul en configuration singulière i.e. lorsque $p < m$. Une autre mesure globale de l'efficacité de la chaîne cinématique en une configuration donnée est fournie par le conditionnement κ de J . Celui-ci est défini par :

$$\kappa = \frac{\sigma_{max}}{\sigma_{min}} = \frac{\sigma_1}{\sigma_p} \geq 1$$

C'est donc le rapport entre le grand et le petit axe de l'ellipsoïde. Une chaîne cinématique permettra un déplacement de coût semblable dans toutes les directions si κ tend vers 1. *A contrario*, à proximité des valeurs singulières, on a $\sigma_{min} \simeq 0$, donc $\kappa_{sing} = \lim_{\sigma_{min} \rightarrow 0} \kappa = \infty =$ ce qui traduit une ellipsoïde très aplati suivant u_{min} et une direction $\delta\mathbf{X}$ difficilement accessible. On peut également déterminer l'efficacité de la chaîne cinématique dans une direction donnée. En effet, à partir de 4.22, il est possible d'exprimer la décomposition en valeurs singulières de la matrice J de la manière suivante :

$$J = \sum_{i=1}^p \sigma_i u_i v_i^T$$

Soit encore, en notant¹ $\delta q_i = v_i^T \delta \mathbf{q}$ et $\delta X_i = u_i^T \delta \mathbf{X}$,

$$\sigma_i \delta q_i = \delta X_i \quad i = 1, \dots, p$$

Ainsi, il est possible de définir la pseudo-inverse J^+ de la matrice jacobienne J comme étant :

$$J^+ = J^T (J J^T)^{-1} = \sum_{i=1}^m \frac{1}{\sigma_i} v_i u_i^T$$

Si la solution retenue est $\delta \mathbf{q}^+ = J^+ \delta \mathbf{X}$, on obtient alors la relation suivante :

$$\delta q_i^+ = \frac{1}{\sigma_i} \delta X_i \quad i = 1, \dots, p \quad \text{et} \quad \delta q_i = 0 \quad i = p + 1, \dots, n \quad (4.23)$$

avec $\delta q_i^+ = v_i^T \delta \mathbf{q}^+$ et $\delta X_i = u_i^T \delta \mathbf{X}$. On constate alors que lorsque σ_i est faible, une consigne δX_i selon la direction u_i entraîne une grande variation angulaire δq_i^+ selon la direction v_i . On note également que la pseudo-inverse engendre une solution pour laquelle les composantes dans le noyau de J sont nulles : c'est la conséquence du fait que l'on construit de cette manière une solution à norme minimale.

4.4 Configurations singulières, inversion et régularisation

Les problèmes mal conditionnés, i.e. à valeur du conditionnement très élevée, sont bien connus en calcul numérique pour poser des problèmes liés aux effets du calcul en flottants sur des nombres d'ordre de grandeur très différents. Les méthodes de régularisation sont généralement employées dans ce cas. Remarquons cependant que les algorithmes classiques de pseudo-inversion sont robustes à de très grandes variations de κ . En robotique, les méthodes de régularisation ont été employées au voisinage des configurations singulières. En effet, dans ces voisinages, au moins une valeur singulière, σ_{min} , tend vers zéro. Si la consigne $\delta \mathbf{X}$ ne comporte pas de composante selon u_{min} , elle est réalisable par pseudo-inversion. Si, par contre, δX_{min} est non nul, alors $\delta q_{min}^+ = \frac{1}{\sigma_{min}} \delta X_{min}$ impose une valeur de l'incrément généralisé très élevée car elle est inversement proportionnelle à σ_{min} . Ce cas de figure est contraire à l'hypothèse de *petites variations* sur laquelle est basée ce schéma incrémental. Il traduit le fait que la chaîne cinématique ne peut pas localement réaliser le déplacement de consigne. On peut donc considérer que lors de la génération automatique de mouvements, on va avoir à étudier plus particulièrement le voisinage des configurations singulières à la fois pour inverser exactement l'application linéaire considérée mais aussi pour qu'elle continue d'être une approximation valide au premier ordre.

Le principe de la régularisation a été introduit par Tikhonov [Tikhonov A. N. 63] dans les années 60 puis repris plus récemment par Maciejewski [Maciejewski A. A. 88] [Maciejewski A. A. 90] en robotique. Cette méthode introduit dans l'expression de la pseudo-inverse un terme d'amortissement λ destiné à réduire l'effet des valeurs singulières très faibles. Il consiste à remplacer le problème initial de minimisation sous contrainte (4.18)

¹Il est important de relever que la notation δq_i n'indique pas la valeur pour la i^{me} liaison, i.e. la valeur de la i^{me} coordonnée généralisée définie initialement mais la composante associée au i^{me} vecteur dans la base V définie par la SVD. Il en est de même dans l'espace opérationnel et dans toute cette partie relative aux techniques de régularisation ou de filtrage pour δq_i^+ , $\delta q_i^{(\lambda)}$ et δq_i^F .

par la minimisation sans contrainte égalité du critère suivant :

$$\|\delta\mathbf{X} - J\delta\mathbf{q}\|_E^2 + \lambda^2 \|\delta\mathbf{q}\|_E^2 \quad (4.24)$$

La méthode de régularisation de Tikhonov revient à minimiser la somme pondérée de l'erreur de position $\delta\mathbf{X} - J\delta\mathbf{q}$ et de la variation angulaire $\delta\mathbf{q}$ liée à un coefficient d'amortissement λ . Il s'agit donc d'un compromis entre la précision (premier terme de (4.24)) vis à vis de la consigne et la valeur du déplacement généralisé (second terme de (4.24)). La résolution du problème d'optimisation fournit directement l'expression de la pseudo-inverse régularisée (démonstration ANNEXE H) :

$$\delta\mathbf{q} = J^{+(\lambda)}\delta\mathbf{X} \text{ avec } J^{+(\lambda)} = (J^T J + \lambda^2 I_n)^{-1} J^T \quad (4.25)$$

D'après [Albert A. 66], l'expression (4.25) peut également se mettre sous la forme :

$$J^{+(\lambda)} = J^T (J J^T + \lambda^2 I_m)^{-1} = \sum_{i=1}^m \frac{\sigma_i}{\sigma_i^2 + \lambda^2} v_i u_i^T \quad (4.26)$$

En remplaçant l'expression (4.26) de $J^{+(\lambda)}$ dans la relation (4.23), on obtient alors :

$$\delta q_i^{(\lambda)} = \frac{\sigma_i}{\sigma_i^2 + \lambda^2} \delta X_i \quad (4.27)$$

et le principe de cette solution est illustré à la figure 4.4. Cette nouvelle expression admet un maximum pour $\sigma_i = \lambda$, ce qui permet de borner $\delta q_i^{(\lambda)}$:

$$\frac{\sigma_i}{\sigma_i^2 + \lambda^2} \leq \frac{1}{2\lambda} \text{ et } \text{ donc } \delta q_i^{(\lambda)} \leq \frac{\delta X_i}{2\lambda} \quad (4.28)$$

La régularisation permet d'atténuer les effets d'une valeur singulière proche de zéro. Elle modifie toutes les composantes et permet ainsi d'éviter des valeurs très élevées pour les incréments généralisés. Remarquons, d'ores et déjà, que cette technique introduit une erreur dans la résolution du système linéaire initial. Elle l'introduit de manière simple mais pas nécessairement optimale car elle déforme toutes les composantes de l'incrément généralisé. Il semble judicieux de se tourner vers des méthodes qui ne déforment que les composantes associées aux valeurs singulières très faibles. C'est l'objet des méthodes dites de filtrage.

4.4.1 Réglage de la Régularisation

Le facteur d'amortissement λ peut être calculé de telle manière que le conditionnement κ , l'erreur de positionnement $\delta\mathbf{X} - J\delta\mathbf{q}$ ou la variation angulaire $\delta\mathbf{q}$ soit borné. Il est également souhaitable de pouvoir déclencher la régularisation uniquement quand elle est nécessaire et par conséquent, de disposer d'un schéma de régularisation adaptatif. Nous nous sommes attachés à régler ce coefficient afin de limiter l'incrément généralisé maximal.

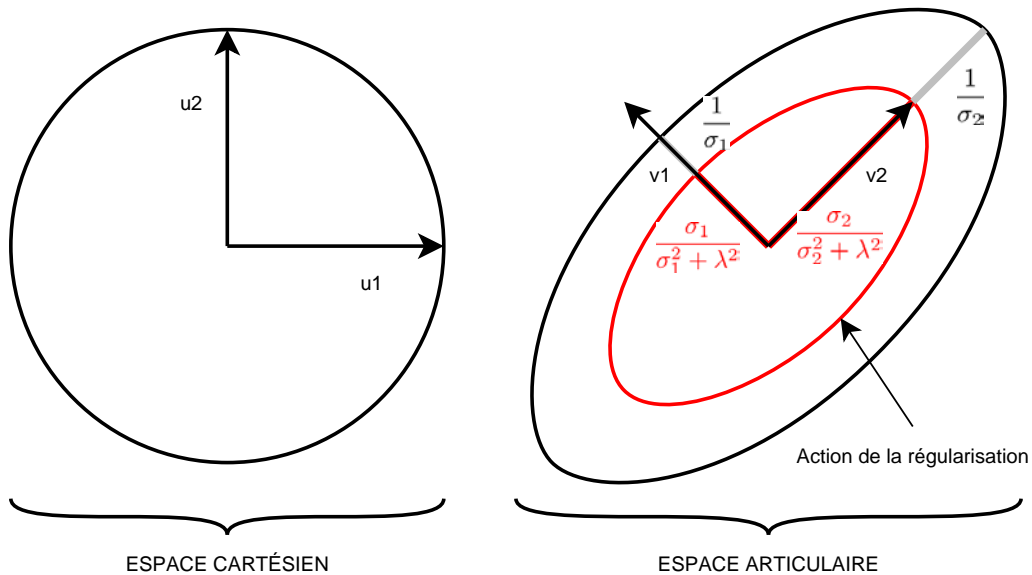


FIG. 4.4 – Illustration en deux dimensions du principe de la régularisation

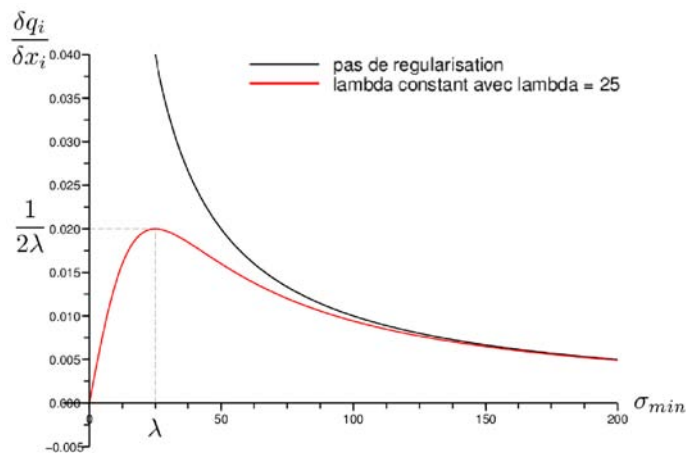


FIG. 4.5 – Quotient de la variation angulaire et de la consigne en fonction de la valeur singulière minimale sans régularisation et avec régularisation avec facteur d'amortissement constant

Pour ce faire, on étend l'équation (4.28) à la norme de la variation angulaire $\|\delta\mathbf{q}^{(\lambda)}\|$:

$$\|\delta\mathbf{q}^{(\lambda)}\|^2 = \sum_{i=1}^n (\delta q_i^{(\lambda)})^2 \leq \sum_{i=1}^m \left(\frac{\delta X_i}{2\lambda} \right)^2 = \frac{\|\delta\mathbf{X}\|^2}{4\lambda^2}$$

$$\|\delta\mathbf{q}^{(\lambda)}\| \leq \frac{\|\delta\mathbf{X}\|}{2\lambda}$$

Pour une valeur maximale $\|\delta\mathbf{q}^{(\lambda)}\|_{max}$, on a donc :

$$\lambda_{max} = \frac{\|\delta\mathbf{X}\|}{2\|\delta\mathbf{q}^{(\lambda)}\|_{max}}$$

Ainsi, pour $\lambda = \lambda_{max}$, la variation angulaire maximale sera égale à δq_{max} et atteinte pour $\sigma_i = \lambda$ (FIG. 4.5).

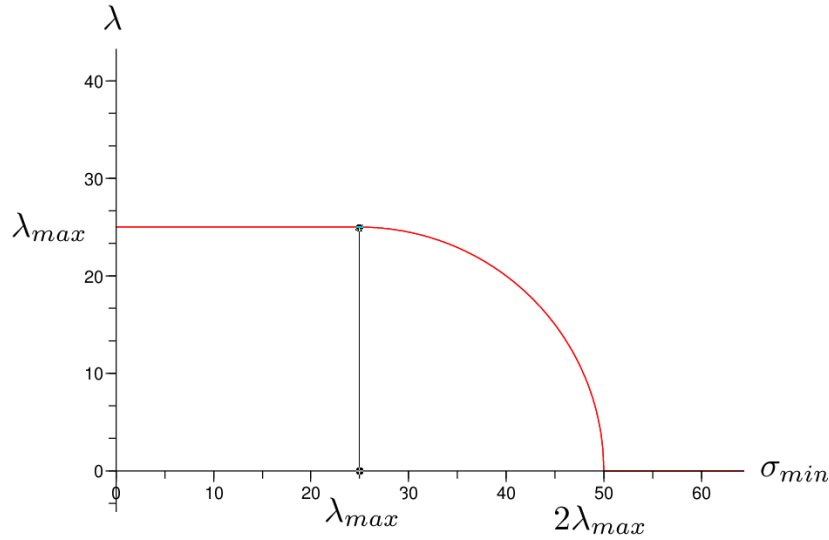


FIG. 4.6 – Valeur du coefficient d’amortissement en fonction de la valeur singulière minimale

Afin de ne borner la variation angulaire seulement qu’à proximité des singularités, le coefficient d’amortissement λ est défini par morceaux à partir de la norme maximale admissible de la variation angulaire $\|\delta\mathbf{q}\|_{max}$ et de la valeur singulière minimale σ_{min} . On définit tout d’abord une valeur λ_{max} assurant le respect de la contrainte $\|\delta\mathbf{q}\| \leq \|\delta\mathbf{q}\|_{max}$:

$$\lambda_{max} = \frac{\|\delta\mathbf{X}\|}{2\|\delta\mathbf{q}\|_{max}}$$

Ensuite, en fonction de la valeur singulière minimale σ_{min} , on détermine si le coefficient d’amortissement λ est actif ou pas en définissant un intervalle de transition en ces 2 états ($\lambda_{max} < \sigma_{min} < 2\lambda_{max}$) afin d’avoir une fonction continue de σ_{min} [Baerlocher P. 01] :

$$\lambda = \begin{cases} \lambda_{max} & \text{pour } \sigma_{min} < \lambda_{max} \\ \sqrt{\frac{\sigma_{min}}{\|\delta\mathbf{q}\|_{max}} - \sigma_{min}^2} & \text{pour } \lambda_{max} < \sigma_{min} < 2\lambda_{max} \\ 0 & \text{pour } \sigma_{min} > 2\lambda_{max} \end{cases} \quad (4.29)$$

L’évolution de la valeur du coefficient d’amortissement λ en fonction de la valeur singulière minimale σ_{min} qui en résulte est représentée à la figure 4.6.

A partir de l’équation de cinématique inverse et de la fonction décrivant le coefficient d’amortissement (4.29), on peut exprimer $\delta q_m^{(\lambda)}$, la projection de l’incrément généralisé selon la direction v_m , en fonction de σ_{min} et de $\|\delta\mathbf{q}\|_{max}$ (FIG. 4.7) :

$$\delta q_m^{(\lambda)} = \begin{cases} \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{min}^2 + \lambda_{max}^2} \delta X_m & \text{pour } \sigma_{min} < \lambda_{max} \\ \|\delta\mathbf{q}\|_{max} \delta X_m & \text{pour } \lambda_{max} < \sigma_{min} < 2\lambda_{max} \\ \frac{1}{\sigma_{min}} \delta X_m & \text{pour } \sigma_{min} > 2\lambda_{max} \end{cases} \quad (4.30)$$

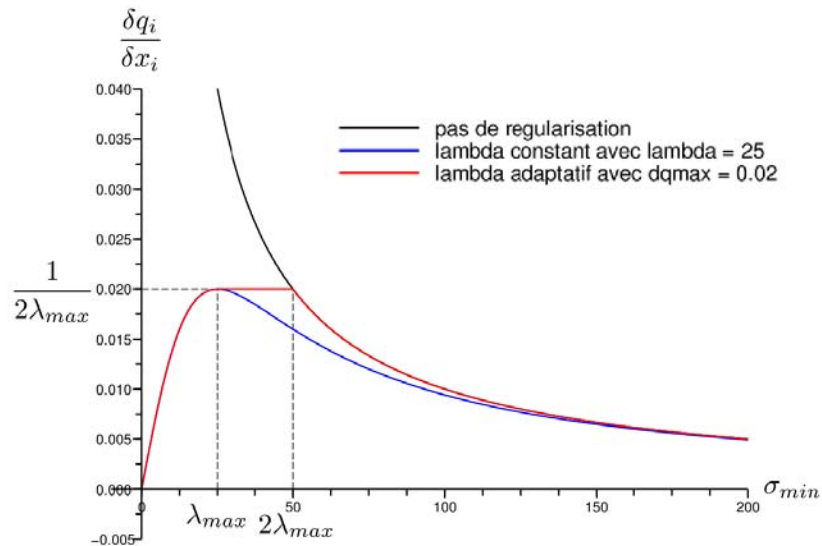


FIG. 4.7 – Quotient de la variation angulaire et de la consigne en fonction de la valeur singulière minimale sans régularisation et avec régularisation avec facteur d'amortissement constant et adaptatif

4.4.2 Régularisation et/ou filtrage

4.4.2.1 Régularisation et filtrage

La méthode de régularisation avec filtrage consiste à introduire dans l'expression de la pseudo-inverse de la matrice jacobienne un coefficient d'amortissement supplémentaire α suivant la direction de singularité u_m correspondant à la valeur singulière minimale [Maciejewski A. A. 88].

$$J^{+(\lambda, \alpha)} = J^T (J J^T + \lambda^2 I_m + \alpha^2 u_m u_m^T)^{-1}$$

Elle consiste à décomposer le problème en différenciant la partie de la consigne la plus problématique afin de pouvoir amortir le mouvement selon cette direction sans pour autant affecter les autres directions. Sur des raisonnements semblables à ceux du paragraphe précédent, on peut établir les réglages permettant de déclencher le schéma de régularisation et filtrage en fonction d'une borne imposée à l'incrément généralisé.

4.4.2.2 Filtrage complet

Le filtrage complet étend le principe du filtrage à l'ensemble des valeurs singulières. Cette méthode introduit donc un coefficient d'amortissement α_i pour chaque direction singulière u_i . La pseudo-inverse filtrée de la matrice jacobienne s'exprime alors de la manière suivante :

$$J^{+(F)} = J^T (J J^T + F)^{-1} \text{ avec } F = \sum_{i=1}^m (\alpha_i^2 u_i u_i^T)$$

Le principe de cette méthode est illustré à la figure 4.8. Cette méthode permet de ne filtrer que les directions opérationnelles associées aux valeurs singulières qui se trouvent en dessous d'une valeur seuil σ_{seuil} . En effet, à partir de la relation ci-dessus, et de la décomposition en valeurs singulières de J , on montre que :

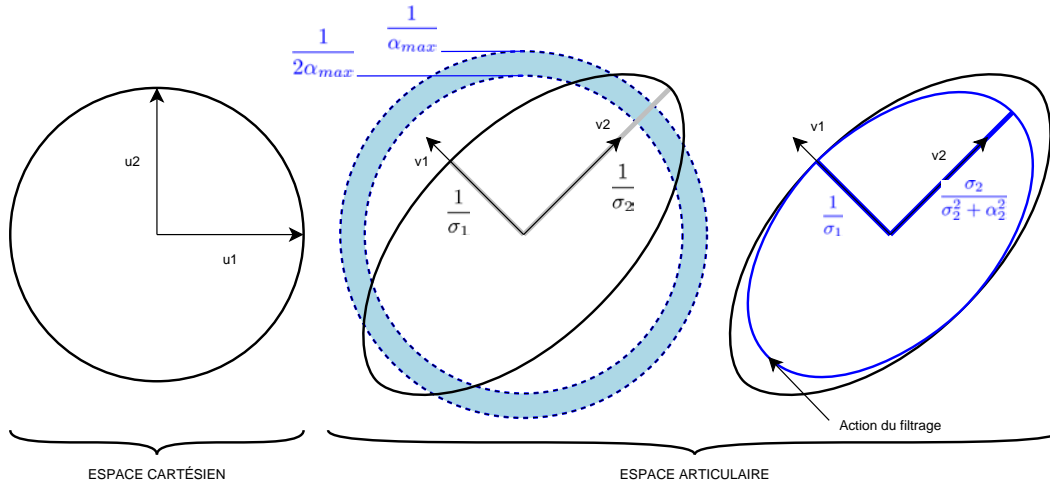


FIG. 4.8 – Illustration en deux dimensions du filtrage sur toutes les valeurs singulières

$$\delta q_i^F = \frac{\sigma_i}{\sigma_i^2 + \alpha_i^2} \delta X_i \quad (4.31)$$

où $\alpha_i = 0$ lorsque $\sigma_i < \sigma_{seuil}$. La solution obtenue est donc celle fournie par la pseudo-inverse pour les composantes à valeur singulière supérieure au seuil, elle est atténuée pour les composantes à valeur singulière faible.

A nouveau, il faut donc déterminer la valeur du seuil à partir duquel on filtre suivant une ou des direction(s) donnée(s).

De manière analogue à celle utilisée pour le filtrage simple, on se base sur la valeur δX_i des projections de la consigne $\delta \mathbf{X}$ selon chaque direction u_i . On détermine également une valeur de variation angulaire maximale pour chaque articulation $\delta q_{i,max}$ telle que la contrainte $\|\delta \mathbf{q}\|_{max}$ soit respectée :

$$\|\delta \mathbf{q}\|_{max}^2 = \sum_{i=1}^m \delta q_{i,max}^2 = m \delta q_{i,max}^2$$

$$\delta q_{i,max} = \frac{\|\delta \mathbf{q}\|_{max}}{\sqrt{m}}$$

Les coefficients d'amortissement α_i sont alors calculés de la même manière que précédemment :

$$\alpha_{i,max} = \frac{\|\delta \mathbf{X}_s\|}{2 \delta q_{i,max}}$$

$$\alpha_i = \begin{cases} \alpha_{i,max} & \text{pour } \sigma_{i,min} < \alpha_{i,max} \\ \sqrt{\frac{\sigma_{i,min}}{\delta q_{i,max}} - \sigma_{i,min}^2} & \text{pour } \alpha_{i,max} < \sigma_{i,min} < 2\alpha_{i,max} \\ 0 & \text{pour } \sigma_{i,min} > 2\alpha_{i,max} \end{cases} \quad (4.32)$$

D'autres méthodes peuvent s'appliquer pour éviter d'importantes variations articulaires $\delta \mathbf{q}$ pour une consigne $\delta \mathbf{X}$ difficilement accessible lorsque le système est mal conditionné comme la troncature des valeurs singulières ou l'adaptation de la consigne.

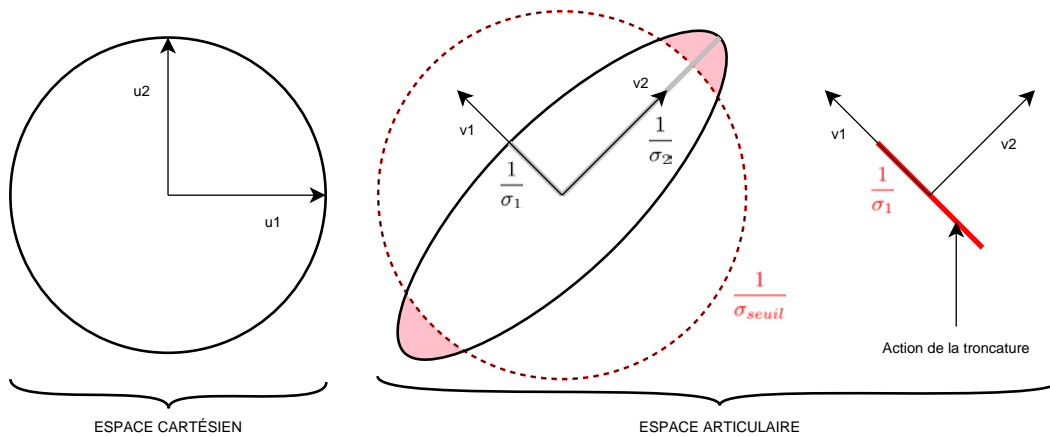


FIG. 4.9 – Illustration en deux dimensions de la troncature des valeurs singulières

4.4.3 Troncature et modification de la consigne

La méthode de troncature des valeurs singulières a également pour but de minimiser l'influence des valeurs singulières problématiques. Elle consiste simplement à mettre à zéro les valeurs singulières inférieures à un certain seuil (FIG. 4.9).

$$\text{si } \frac{1}{\sigma_i} > \frac{1}{\sigma_{seuil}} \text{ alors } \frac{1}{\sigma_i} = 0$$

Si l'on fixe une valeur limite d'incrément articulaire maximal $\delta q_{i,max}$, la valeur seuil σ_{seuil} peut être calculée à partir de (4.23) :

$$\delta q_{i,max} = \frac{1}{\sigma_{seuil}} \delta X_i$$

d'où

$$\sigma_{seuil} = \frac{\delta X_i}{\delta q_{i,max}} \quad (4.33)$$

Une autre méthode d'adaptation de la consigne consiste à modifier la consigne à proximité des singularités de l'application linéaire de telle manière que les composantes de la consigne dans les directions associées aux plus faibles valeurs singulières soient nulles (FIG. 4.10).

$$\delta X_i = 0 \text{ si } \sigma_i < \sigma_{seuil}$$

Cette méthode est équivalente à une méthode de troncature puisque supprimer la composante de la consigne selon la direction de la singularité u_i entraîne une composante nulle de $\delta \mathbf{q}$ selon la direction v_i . Ainsi, le critère pour détecter la valeur singulière minimale acceptable σ_{seuil} est le même que celui utilisé pour la troncature des valeurs singulières (4.33).

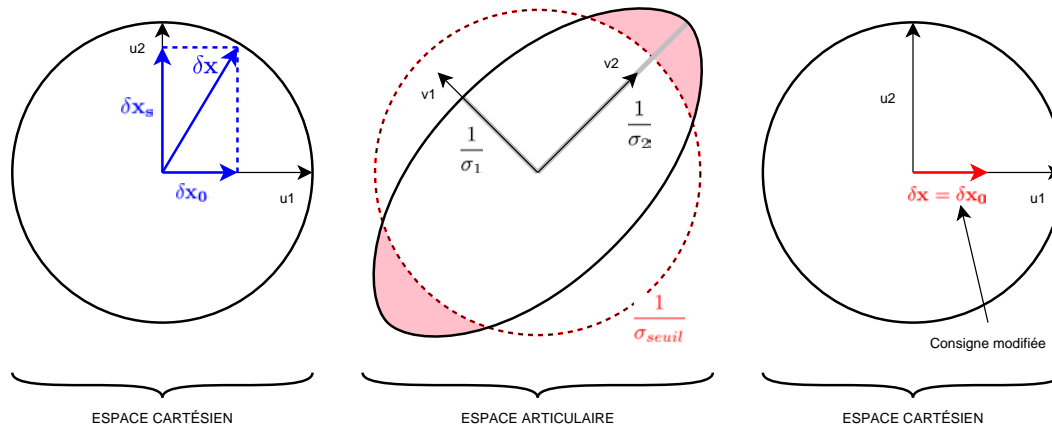


FIG. 4.10 – Illustration en deux dimensions de l'adaptation de la consigne

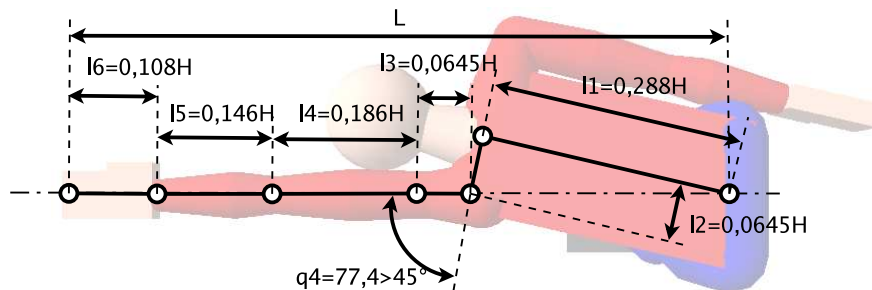


FIG. 4.11 – Configuration à conditionnement élevé du mannequin

4.4.4 Méthodes de régularisation au voisinage de singularités : illustration

Les méthodes ci-dessus ont été principalement définies pour traiter des situations dans lesquelles l'application est proche d'une singularité et, par conséquent, le conditionnement est très élevé. Dans un premier temps, nous avons analysé les différentes méthodes de régularisation pour ce type de configurations. Ensuite, ces méthodes ont constitué la base de nos stratégies de génération de mouvement hors des voisinages des configurations singulières. Notons que la première des observations résultant de notre étude est qu'il est peu fréquent de passer par une configuration singulière pour un mannequin réaliste, en raison à la fois du grand nombre de liaisons mais aussi du fait de l'existence des butées articulaires qui rendent impossible l'accès à certaines de ces configurations. Nous avons réalisé différents essais au voisinage des configurations singulières qui peuvent être illustrés par l'exemple suivant. Le mannequin tend à rapprocher sa main du bord de son espace d'atteignabilité (FIG. 4.11). Si la main est à la limite de cet espace d'atteignabilité, il lui est par définition impossible d'aller plus loin. Lorsque les butées articulaires ne sont pas prises en compte dans la définition de l'espace atteignable, le mannequin est en configuration singulière lorsque la main atteint le bord de l'espace atteignable. Ici, comme indiqué à la figure 4.12, les butées articulaires limitent l'espace atteignable et on peut se rapprocher du type de configuration singulière décrit ci-dessus sans véritablement l'atteindre.

Lors de ces simulations, le mannequin (FIG. 4.12) :

- est initialement en posture de repos (debout, le buste droit et les bras tendu le long du corps),
- puis est en extension totale dans le plan (x, y) , la main étant centrée sur l'axe x ,
- enfin revient en posture de repos.

L'évolution temporelle du conditionnement, de la variation angulaire et de l'erreur de positionnement ont

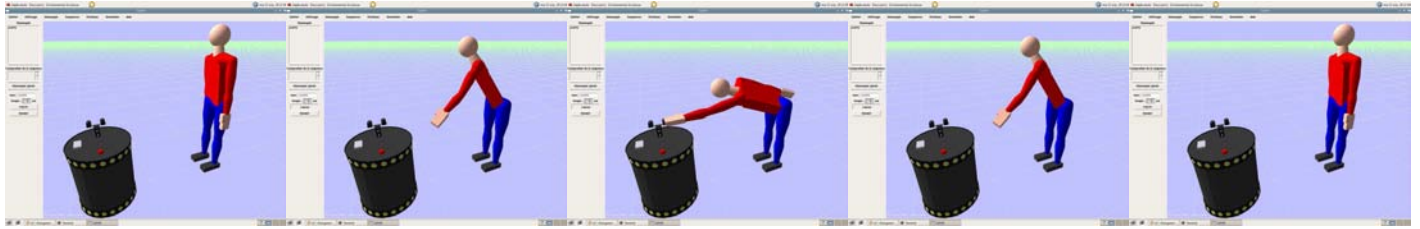


FIG. 4.12 – Simulation permettant de tester différentes méthodes de régularisation avec le mannequin proche d'une configuration singulière

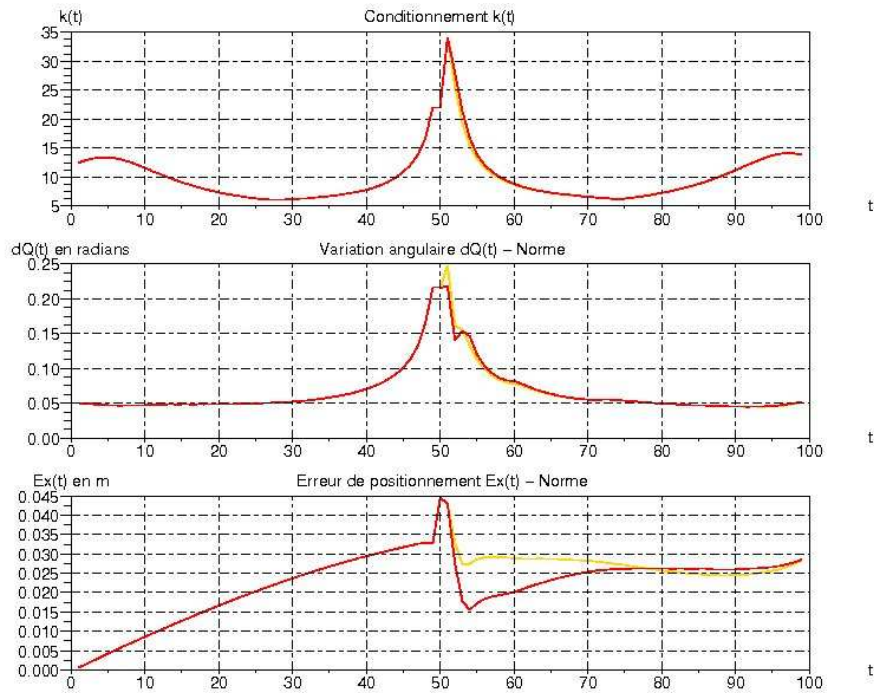


FIG. 4.13 – Évolution du conditionnement, de la variation angulaire et de l'erreur de positionnement pour la régularisation avec coefficient d'amortissement adaptatif (jaune) et la régularisation avec filtrage sur la valeur singulière minimale (rouge)

été observés pour les différentes méthodes (il convient de noter que des essais préliminaires ont été réalisés pour effectuer le réglage de toutes ces méthodes). Durant ces essais, nous avons constaté que l'ajout d'une composante de filtrage à la régularisation n'a que peu d'influence en ce qui concerne la variation angulaire et le conditionnement, mais réduit l'erreur de positionnement, ce qui confirme les résultats de Maciejewski [Maciejewski A. A. 88] (FIG. 4.13).

De plus, la troncature des valeurs singulières et le filtrage complet donnent des résultats comparables au niveau de la variation angulaire mais la troncature des valeurs singulières induit une plus grande erreur de positionnement que le filtrage complet (FIG. 4.14).

Enfin, nous constatons que le filtrage complet améliore nettement le conditionnement et réduit la variation angulaire par rapport à la régularisation avec coefficient d'amortissement adaptatif, mais introduit une erreur de positionnement sensiblement plus élevée (FIG. 4.15).

Au final, nous constatons que les méthodes de régularisation avec filtrage produisent de meilleurs résultats que les autres méthodes (troncature des valeurs singulières et régularisation avec coefficient d'amortissement

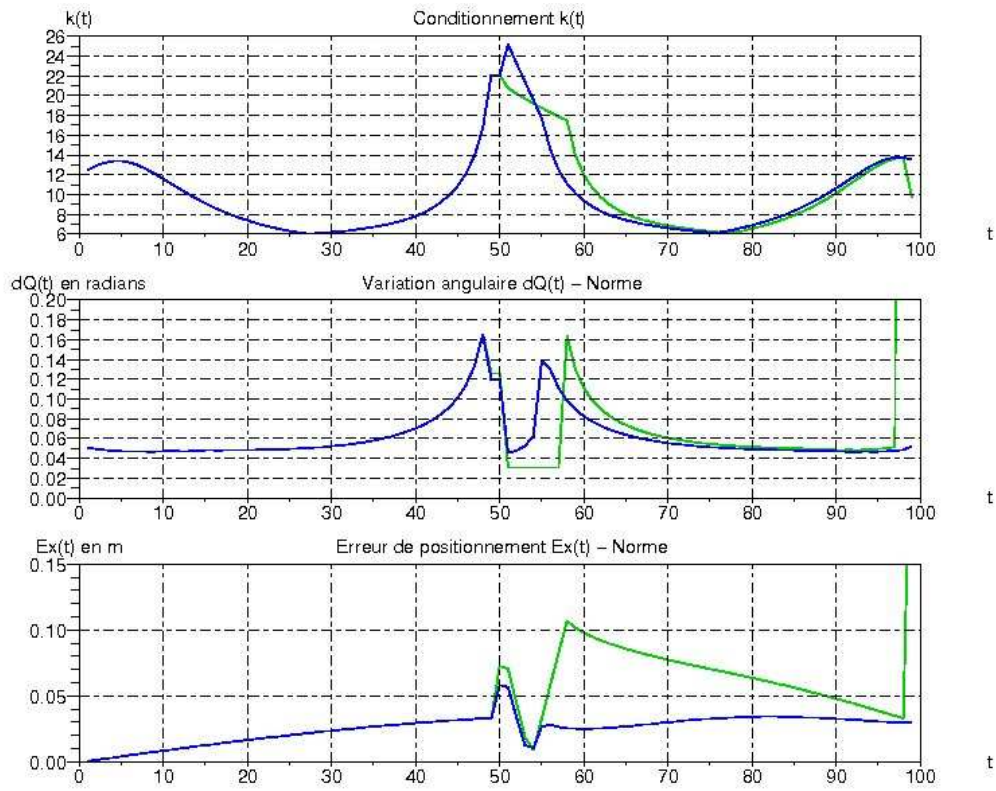


FIG. 4.14 – Évolution du conditionnement, de la variation angulaire et de l'erreur de positionnement pour la troncature des valeurs singulières (vert) et le filtrage complet (bleu)

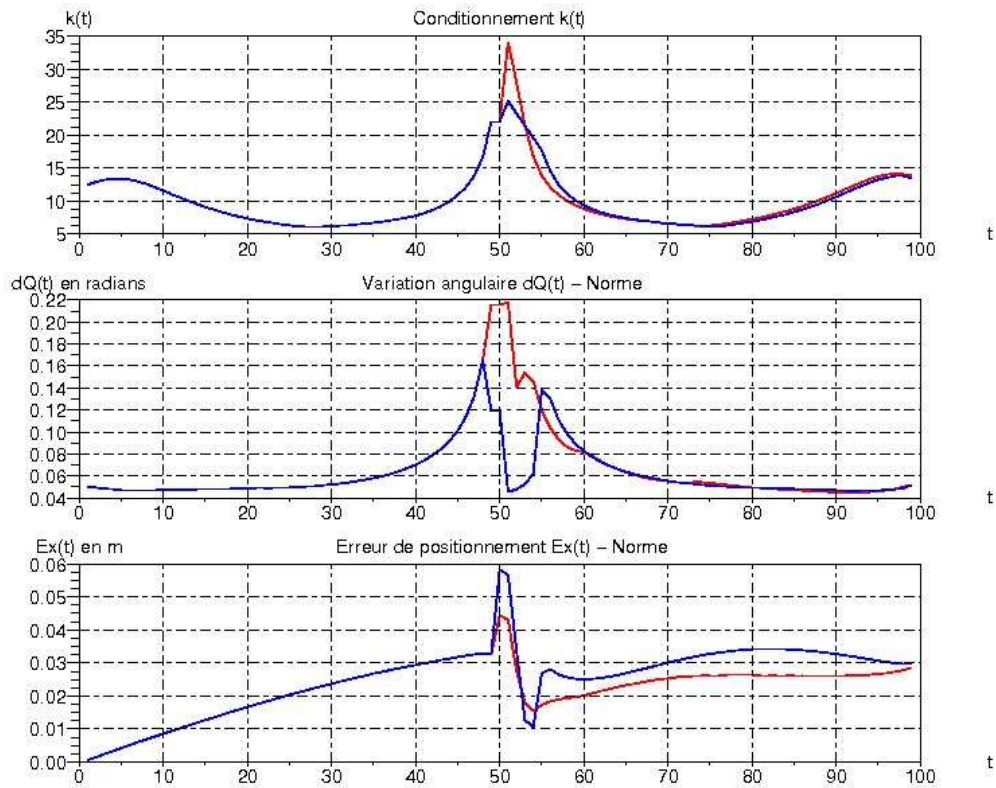


FIG. 4.15 – Évolution du conditionnement, de la variation angulaire et de l'erreur de positionnement pour la régularisation avec coefficient d'amortissement adaptatif (rouge) et le filtrage complet (bleu)

adaptatif). Bien qu'elle propose de meilleurs résultats au niveau de l'erreur de positionnement, la régularisation avec filtrage sur la valeur singulière minimale présente des résultats moins intéressants en ce qui concerne la variation articulaire. Le filtrage complet sur toutes les valeurs singulières assure de meilleurs résultats aussi bien au niveau de l'amélioration du conditionnement que sur la variation angulaire maximale. Cette dernière étant bien entendu le critère le plus important à prendre en compte lors de la génération de mouvement (en effet, de trop grandes variations angulaires influencent le réalisme des mouvements générés). Les meilleurs résultats obtenus avec le filtrage complet sont liés au fait que dans cette méthode chaque valeur singulière est contrôlée. Elle permet ainsi de traiter les cas pour lesquels il existe plusieurs valeurs singulières faibles : typiquement, les voisinages des configurations où le rang de J perd plusieurs unités.

4.5 Stratégies de génération de mouvements humains

A partir des données expérimentales et des résultats caractéristiques sur l'étude et l'analyse du mouvement humain, nous paramétrons notre modèle cinématique afin de générer des mouvements de type humain les plus réalistes possibles. Cette mise en œuvre s'appuie sur :

- la prise en compte des butées articulaires
- le choix d'une pondération
- la déformation des trajectoires de consigne par une utilisation du filtrage par les valeurs singulières les plus faibles en dehors du champ habituel de ces techniques.

La validité des mouvements générés par les différentes stratégies étudiées sera jugée dans le chapitre 5.

4.5.1 Évitement de butées articulaires et posture de référence

Un des critères primordiaux lors de la génération de mouvement humain est la prise en compte des butées articulaires afin d'obtenir des mouvements réalistes. A partir de l'équation de cinématique inverse (4.20), nous utilisons le second terme de cette équation pour satisfaire des contraintes d'optimisation supplémentaires. Ainsi, nous allons modéliser les contraintes de butées articulaires au travers de l'évolution d'une fonction potentielle $\psi(\mathbf{q})$, dépendante de la configuration du système, et nous allons imposer comme critère de réalisation la minimisation de cette fonction potentielle par la méthode du gradient. Soit $\psi(\mathbf{q})$ une fonction scalaire définie positive de l'état \mathbf{q} et soit $\nabla\psi$ le gradient de cette fonction en \mathbf{q} . Le choix du vecteur arbitraire \mathbf{z} tel que $\mathbf{z} = -\beta\nabla\psi$ entraîne la décroissance de la fonction $\psi(\mathbf{q})$ et le choix de \mathbf{z} tel que $\mathbf{z} = \beta\nabla\psi$ entraîne la croissance de cette fonction. L'équation (4.20) devient alors :

$$\delta\mathbf{q} = J_Q^+ \delta\mathbf{X} - |\beta|(I - J_Q^+ J) \nabla\psi$$

La constante positive β représente un gain qui permet de trouver un compromis entre les objectifs de minimisation de $\|\delta\mathbf{q}\|_Q$ et d'optimisation de $\psi(q)$ (β permet également de borner $\delta\mathbf{q}$).

4.5.1.1 Potentiel répulsif

Nous créons donc un potentiel répulsif d'éloignement des butées articulaires ceci afin que les variables articulaires n'évoluent pas au delà de leurs butées articulaires. Pour cela, nous créons la fonction de pénalité suivante

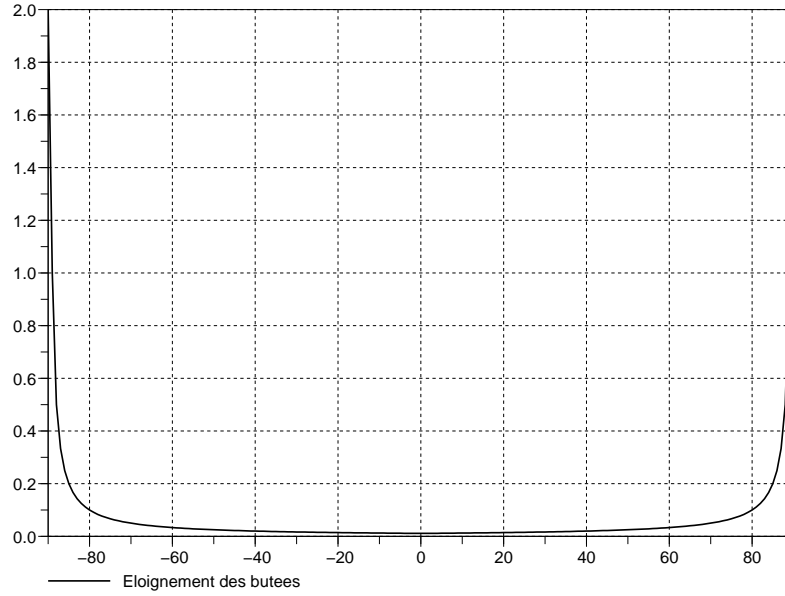


FIG. 4.16 – Fonction potentielle d'éloignement des butées articulaires ($q_{min} = -90^\circ$ et $q_{max} = 90^\circ$)

(FIG. 4.16) :

– pour $q_i < 0$:

$$\psi_{min}(q_i) = \frac{-1}{q_{i,min} - q_i}$$

– pour $q_i > 0$:

$$\psi_{max}(q_i) = \frac{1}{q_{i,max} - q_i}$$

$q_{i,min}$ et $q_{i,max}$ étant les bornes articulaires minimum et maximum de l'articulation q_i .

Le vecteur arbitraire \mathbf{z} étant défini comme l'opposé du gradient de la fonction potentielle $\psi(q)$, on en déduit donc :

– pour $q_i < 0$:

$$z_i = \frac{-\beta \partial \psi_{min}(q_i)}{\partial q_i} = \frac{\beta}{(q_{i,min} - q_i)^2}$$

– pour $q_i > 0$:

$$z_i = \frac{-\beta \partial \psi_{max}(q_i)}{\partial q_i} = \frac{-\beta}{(q_{i,max} - q_i)^2}$$

4.5.1.2 Potentiel attractif

Nous souhaitons également faire évoluer les liaisons autour d'une configuration de repos (FIG. 4.17) lorsque l'éloignement des butées articulaires n'est pas nécessaire. Par exemple, avec le paramétrage actuel (à savoir la simple utilisation d'une fonction de pénalité pour l'évitement des butées articulaires), une consigne éloignée (atteinte d'un point situé en dehors d'une zone atteignable par le bras seul) entraîne le buste à se pencher, mais le retour à une consigne proche (atteinte d'un point proche de l'opérateur atteignable par le bras seul) n'induit pas forcément le retour du buste en position droite.

Pour cela, nous créons un potentiel attractif ayant son minimum au niveau de la position de repos $q_{i,repos}$



FIG. 4.17 – Configuration de repos

(FIG. 4.18) :

$$\psi(q_i) = \frac{(q_i - q_{i,repos})^2}{(q_{i,max} - q_{i,min})^2}$$

$q_{i,repos}$ étant la configuration de repos de la liaison i .

$$z_i = \frac{-\beta \partial \psi(q_i)}{\partial q_i} = \frac{-2\beta(q_i - q_{i,repos})^2}{(q_{i,max} - q_{i,min})^2}$$

Le potentiel répulsif permettant l'éloignement des butées articulaire et le potentiel attractif permettant une évolution de l'articulation vers une posture de repos sont additionnés de manière à prendre en compte ces deux aspects durant la génération de mouvement. On obtient ainsi un potentiel très élevé aux abords des butées articulaires de la liaison et un minimum à proximité de la posture de repos (FIG. 4.19).

Au vu des résultats de simulation, l'ajout d'un potentiel répulsif permettant l'éloignement des butées articulaire et d'un potentiel attractif permettant une évolution de l'articulation vers une posture de repos améliore le réalisme des mouvements générés. En effet, grâce à la composante permettant l'éloignement des butées articulaire, les liaisons ont un large champ d'action à l'exception des zones critiques où un fort potentiel répulsif va les contraindre à converger vers des valeurs anatomiquement acceptables. De plus, l'effet du potentiel attractif permet le retour à une posture de repos lorsque l'éloignement d'une liaison n'est pas nécessaire (cas du buste et des clavicules par exemple). Un autre point intéressant de l'utilisation du terme d'optimisation est la convergence vers une posture de référence en fin de mouvement. Ainsi, une fois le point final atteint, il est possible, en imposant une variation $\delta \mathbf{X} = 0$, de faire tendre le mannequin vers une configuration finale désirée grâce à l'action de potentiels attractifs (notion de mouvements internes). La main du mannequin restera ainsi en position finale et il sera alors possible d'ajuster la posture de l'ensemble de la structure cinématique grâce aux mouvements internes. Grâce a ceux-ci, il est également possible de prendre en compte la coordination de certaines liaisons. Étant donné que toutes les liaisons ne commencent et surtout ne finissent pas leurs mouvements en même temps [Lim S. 04], il est alors possible, grâce aux mouvements internes de la chaîne cinématique, de continuer à faire bouger le tronc une fois que la main aura atteint sa cible [Ma S. 95]. Enfin, il convient de rappeler que la tâche secondaire, qui n'est utilisée que pour satisfaire des contraintes d'optimisation supplémentaires n'est que partiellement réalisée par la projection du vecteur \mathbf{z} sur le noyau de J (enlevant ainsi la composante susceptible de

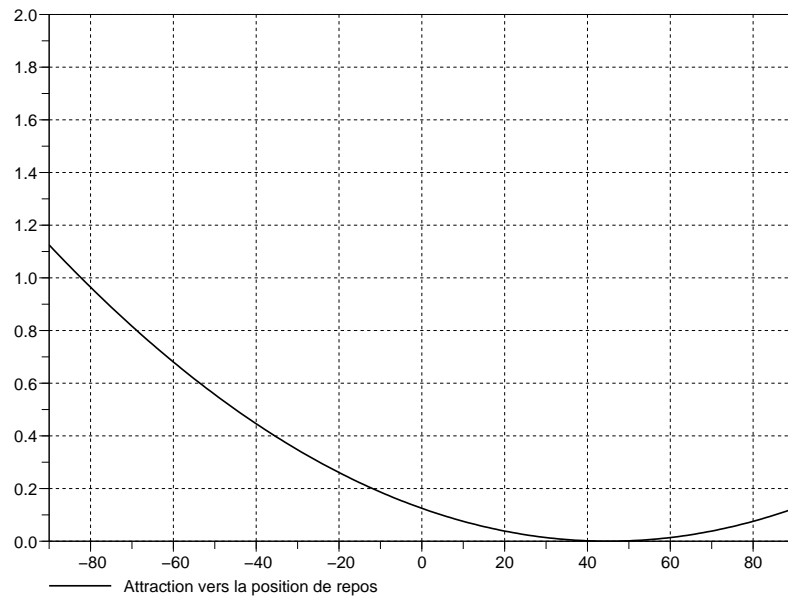


FIG. 4.18 – Fonction potentielle d’attraction vers la valeur de repos de la liaison ($q_{repos} = 45^\circ$)

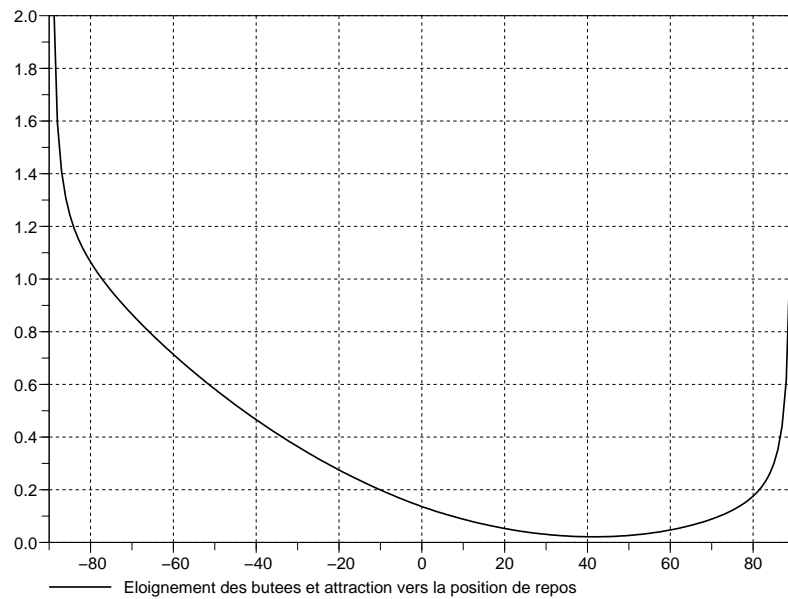


FIG. 4.19 – Fonction potentielle combinant l’éloignement des butées et l’attraction vers la valeur de repos ($q_{min} = -90^\circ$, $q_{max} = 90^\circ$ et $q_{repos} = 45^\circ$)

Articulations	Masses
Buste	40.4
Complexe articulaire de l'épaule (clavicule + épaule)	3.9
Coude	1.9
Poignet	0.5

TAB. 4.1 – Poids attribués à chaque articulation en fonction des masses corporelles en aval de la liaison

perturber la consigne $\delta\mathbf{X}$). Il est ainsi possible que, dans certains cas, la tâche secondaire ne soit que très peu réalisée.

4.5.2 Sollicitation des liaisons et zone atteignable

L'utilisation de la pseudo-inverse de Moore-Penrose dans le schéma d'inversion cinématique permet de faire participer toutes les liaisons de la même façon lors de la génération de mouvement. Or, l'utilisation d'une pseudo-inverse pondérée permet de fixer, indépendamment pour chaque liaison, un poids qui détermine son niveau de sollicitation. Ainsi, certaines liaisons peuvent être plus ou moins pénalisées ou sollicitées durant le mouvement.

La pondération intervient durant le calcul de l'inverse généralisée de J :

$$J_Q^+ = Q^{-1} J^T (J Q^{-1} J^T)^{-1}$$

où $Q = \text{diag} \{Q_1, Q_2, \dots, Q_n\}$ est une matrice diagonale définie positive de dimension $(n \times n)$ contenant les poids des liaisons.

Par une simple analyse visuelle d'un opérateur au travail, nous constatons que les articulations les plus proches des mains sont les plus mobiles. Par exemple, pour des mouvements à l'intérieur de la zone de travail de l'opérateur, le buste bouge très peu (voire même pas du tout) en comparaison avec des articulations telles que le poignet ou le coude. Les raisons pour lesquelles certaines liaisons sont plus ou moins sollicitées sont liées à des phénomènes dynamiques et plus particulièrement à des phénomènes inertiels. En effet, on peut supposer que la différence d'ordre de grandeur des masses des différents corps peut influencer la sollicitation de certaines liaisons. Ainsi, nous avons développé 2 stratégies de pondération afin de prendre en compte au mieux ces phénomènes lors de la génération de nos mouvements.

4.5.2.1 Pondération par des poids fixes

Dans un premier temps, nous définissons les poids de la matrice Q comme étant constants et fixés *a priori*. Afin de transcrire l'effet de masse, les poids des corps appliqués dans notre pseudo-inverse pondérée ont été déterminés à partir de l'étude de la répartition de la masse corporelle effectué sur le personnel militaire de l'armée américaine [Cor 88] (chapitre 3). Ainsi, le poids appliqué à chaque articulation correspond à la somme des masses corporelles en aval de cette articulation (TAB. 4.1).

Avec cette stratégie de pondération par des poids fixes fonction des masses corporelles en aval de chaque liaison, un poids de 40.4 (somme des masses du buste, du complexe articulaire de l'épaule, de l'humérus, du radius et de la main) est appliqué aux liaisons permettant les mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction du buste qui sont donc fortement pondérées. Des poids plus faibles sont attribués aux autres liaisons qui seront donc plus sollicitées lors des mouvements : un poids de 3.9 est attribué aux liaisons de l'épaule (somme

des masses de l'humérus, du radius et de la main), un poids de 1.9 est attribué à l'articulation du coude (somme des masses du radius et de la main) et enfin un poids de 0.5 est attribué aux liaisons du poignet (poids de la main), ces dernières seront donc fortement sollicitées lors des mouvements.

4.5.2.2 Pondération par des poids dynamiques

Dans un second temps, nous proposons un calcul adaptatif des poids attribués aux liaisons de manière à tenir compte de la configuration courante du mannequin. Les poids appliqués à la pseudo-inverse pondérée sont alors définis comme la somme des moments d'inertie de chaque segments corporels en aval de la liaison. Chaque segment corporel S_i est modélisé par une masse m_i concentrée en son centre de gravité G_i . Ainsi, le moment d'inertie $M_{i,z}$ de chaque segment corporel, par rapport à la liaison q_i , est obtenu par la relation suivante :

$$M_{i,z} = m_i \times d(G_i, z_i)^2$$

avec z_i étant l'axe de la liaison q_i et $d(G_i, z_i)$ étant la distance du point à l'axe de la liaison z_i .

Les positions des centres de gravité des segments corporels, exprimés par rapport aux centres des liaisons et fonction de la taille de la personne à simuler, sont issus de la même étude que la répartition des masses corporelles effectuée sur le personnel militaire de l'armée américaine [Cor 88]. Les positions des centres de gravité des segments corporels sont bien entendu définies à partir des positions et orientations courantes des liaisons articulaires, ces dernières étant obtenues à partir des matrices homogènes. Il convient de noter que cette stratégie permet de prendre en compte des phénomènes dynamiques (masse, inertie) lors de la génération de mouvement par un modèle cinématique.

4.5.2.3 Résultats et analyses

Nous avons testé trois stratégies de pseudo-inversion, ceci afin d'observer les sollicitations des différentes liaisons. Ainsi, nous testons une stratégie sans pondération, une stratégie de pondération avec des poids fixes et une stratégie de pondération avec des poids dynamiques. Pour cela, nous simulons un mouvement où le mannequin, qui a le bras plié à 90° au niveau du coude en posture initiale, doit atteindre un premier point en face de lui se situant à 90 cm, puis atteindre un second point plus proche de lui (se situant à 30 cm en face de lui).

- Tout d'abord, nous utilisons une pseudo-inverse sans pondération dans le schéma d'inversion cinématique où toutes les liaisons sont sollicitées de la même façon durant le mouvement. Avec cette stratégie, nous obtenons des résultats peu réalistes (FIG. 4.20) : en effet, nous constatons que le buste est en permanence en mouvement avec une pseudo-inverse sans pondération, ce qui n'est pas le cas lors d'un mouvement réel où le buste est beaucoup moins sollicité que les autres liaisons.
- Dans un second temps, nous utilisons une pseudo-inverse pondérée avec des poids fixes. Ainsi, durant tout le mouvement, le poids appliqué à chaque liaison correspond à la somme des masses corporelles en aval de cette liaison. Les résultats obtenus avec cette stratégie sont meilleurs que ceux obtenus avec une pseudo-inverse sans pondération (FIG. 4.21) : en effet, nous constatons que le buste, qui est fortement pénalisé par l'application d'une forte pondération, ne participe que très peu au mouvement. Cependant, nous observons également que le poignet (auquel est attribué une faible pondération) est trop sollicité,

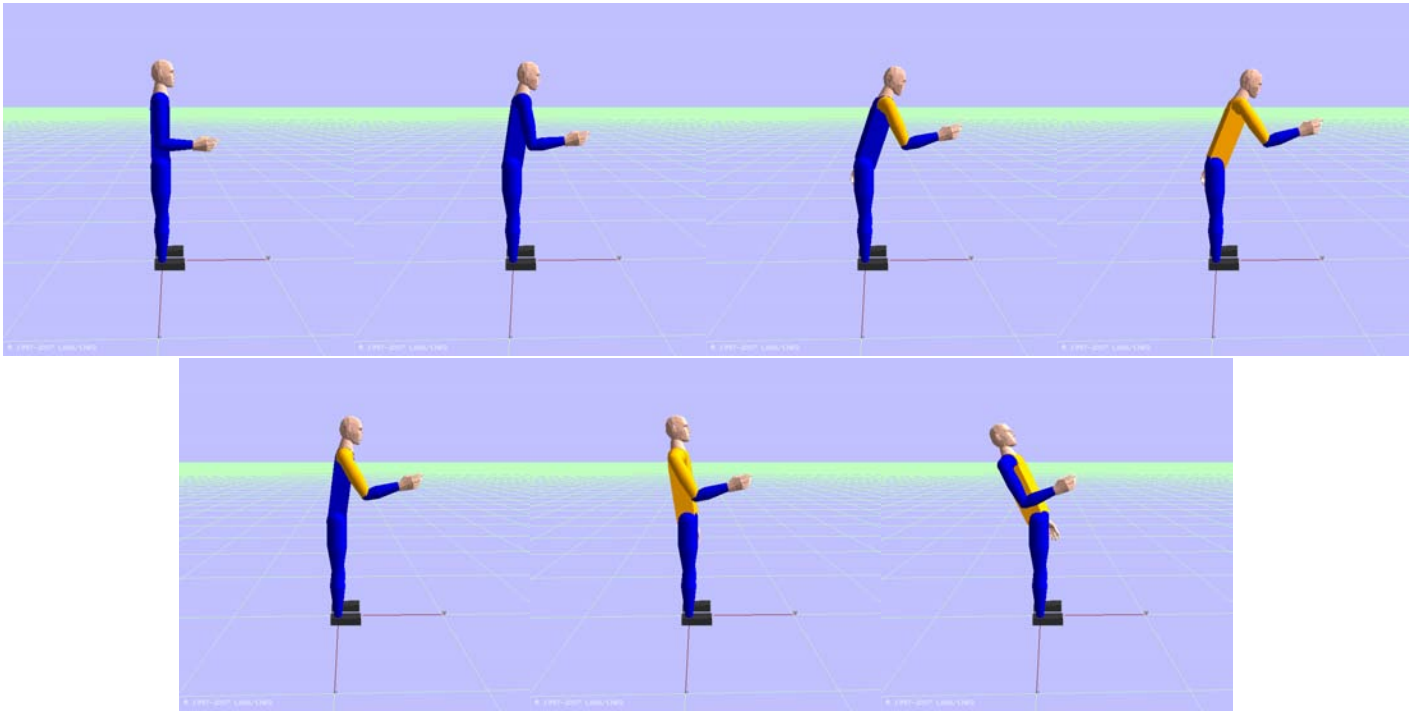


FIG. 4.20 – Simulation de mouvement sans stratégie de pondération

notamment à la fin du second mouvement ou le mannequin n'est pas dans une posture réaliste. Ainsi, avec une stratégie de pondération par les masses corporelles, les liaisons faiblement pondérées (se situant en bout de chaîne cinématique) sont trop sollicitées durant le mouvement. L'inconvénient d'une pondération par la somme des masses corporelles en aval d'une liaison est qu'il existe un trop grand écart de pondération entre certaines liaisons (facteur de 80 entre les poids des liaisons du buste et des liaisons du poignet).

- Enfin, nous testons une pseudo-inverse pondérée avec des poids dynamiques fonction des moments d'inertie des segments corporels. Les résultats obtenus avec cette stratégie sont meilleurs que les deux précédentes en terme de sollicitation des liaisons caractéristiques telles que celles du buste ou du poignet. Par comparaison avec une stratégie de pondération par la somme des masses corporelles, nous observons que le buste participe plus au mouvement et surtout que le poignet est beaucoup moins sollicité, ce qui permet d'obtenir une posture finale plus réaliste (FIG. 4.22). Par application d'une pseudo-inverse pondérée avec des poids dynamiques, nous observons lors de cette simulation que l'ordre de grandeur des pondérations appliquées aux liaisons est le suivant : un facteur d'ordre 10 est appliqué aux liaisons fortement pondérées (comme les liaisons permettant les mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction du buste) tandis que des poids variant de 1 à 0.5 sont appliquées à toutes les autres liaisons. Finalement, nous retenons cette solution de pondération pour notre schéma d'inversion cinématique car elle permet de prendre en compte certains phénomènes dynamiques tel que l'inertie (cette stratégie ne permet cependant pas de prendre en compte d'autres aspects dynamiques tels que le couplage dynamique par exemple).

Certains résultats caractéristiques de l'analyse du mouvement humain s'intéressent à la relation entre le tronc et le bras lors d'un mouvement d'atteinte. En effet, lors de leurs études, Kaminski et al. [Kaminski T.R. 95] en déduisent que :

- quand la cible à atteindre par l'opérateur se trouve à l'intérieur d'une zone atteignable correspondant au

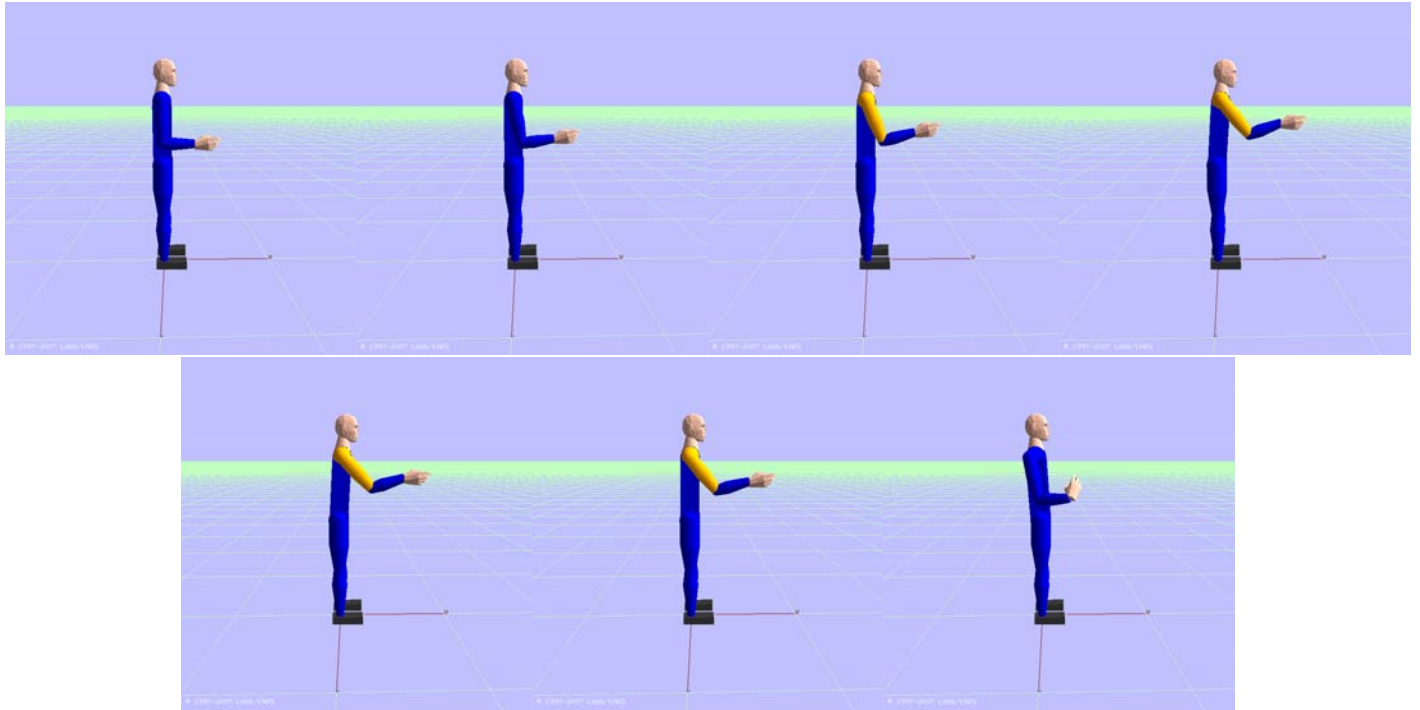


FIG. 4.21 – Simulation de mouvement avec une stratégie de pondération avec des poids fixes

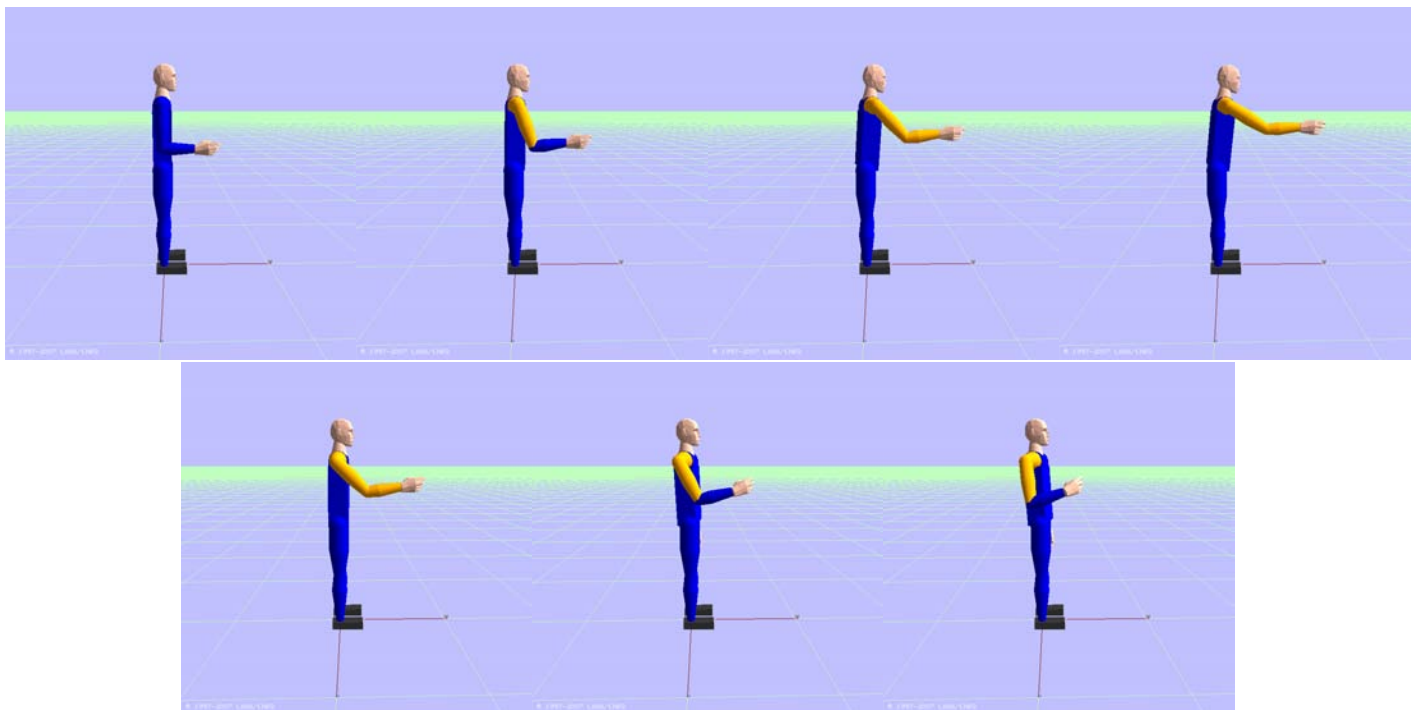


FIG. 4.22 – Simulation de mouvement avec une stratégie de pondération avec des poids dynamiques

bras tendu, seuls les mouvements du bras et de la clavicule sont mis en jeu et le tronc ne participe pas à la génération de mouvements,

- quand la cible ne peut pas être atteinte par les seules articulations du bras (clavicule, épaule, coude et poignet), le tronc participe alors au mouvement.

Avec la stratégie de pondération avec des poids dynamiques, les liaisons du buste sont fortement pénalisées (par affectation de poids élevés) lorsque la main se situe à l'intérieur de la zone atteignable, le mouvement étant principalement généré par les liaisons de la clavicule et du bras. Cependant, si le mannequin doit atteindre une cible se situant en dehors de cette zone atteignable, après que le bras que se soit tendu, le buste participera alors au mouvement pour atteindre cette cible. Cependant, l'utilisation d'une stratégie de pondération avec des poids dynamiques ne valide que partiellement les conclusions de Kaminski et al. En effet, bien que les liaisons du buste soient fortement pondérées, elles contribuent toujours (même de façon minime) à la génération du mouvement.

Avec l'utilisation de notre schéma cinématique, il est également possible de valider les conclusions de Kaminski et al. par le blocage de certaines liaisons. Ainsi, lorsque la main se situe dans la zone atteignable, les liaisons du buste peuvent être retirées du modèle cinématique (en enlevant les lignes correspondantes de la matrice jacobienne) afin que ces liaisons ne participent pas à la génération de mouvement. Dès que la main se situe à l'extérieur de la zone atteignable (correspondant au bras tendu), ces articulations sont réintégrées au modèle cinématique afin qu'elles puissent participer à la génération du mouvement. Cette méthode sera également testée pour modéliser cette zone atteignable : ainsi, seules les liaisons permettant les mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction du buste sont retirées du modèle cinématique quand la main se trouve à l'intérieur de la zone atteignable. De ce fait, le mannequin garde la possibilité de se mouvoir de long de l'axe longitudinal du buste afin de pouvoir orienter la clavicule et le buste.

4.5.3 Digression sur les efforts statiques

Grâce à la modélisation cinématique retenue, la méthode utilisant les équations d'équilibre des chaînes articulées nous permet de calculer les efforts statiques aux liaisons à partir d'une masse appliquée aux organes terminaux des chaînes cinématiques. La récupération des efforts statiques articulaires du mannequin peut être un indicateur intéressant dans le but de concevoir un nouveau poste de travail ou de ré-aménager un poste existant. Nous nous intéressons au calcul des forces et des couples aux articulations lorsque l'organe terminal (la main), en l'absence de mouvement, doit exercer ou est soumis à un effort extérieur. Un effort \mathbf{F}_i est représenté par une force f_i (agissant en O_i , origine du repère R_i) et un couple n_i [Dombre E. 88] :

$$\mathbf{F}_i = \begin{bmatrix} f_i \\ n_i \end{bmatrix}$$

Par récurrence avant ($j = 1, \dots, n$), on obtient l'expression du vecteur d'accélération de la pesanteur exprimé dans chaque repère R_j :

$${}^j \mathbf{g} = {}^j A_{j-1} {}^{j-1} \mathbf{g}$$

avec ${}^j A_{j-1}$: composantes d'orientation de la matrice homogène de transformation du repère R_j vers le repère R_{j-1} .

En écrivant les équations d'équilibre d'une chaîne articulée par récurrence arrière ($j = n, \dots, 1$), c'est à dire en

Membre	Centre de gravité	Masse (Kg)
Tronc	G1	27,3
Avant-bras	G2, G5	2
Bras	G3, G6	1,4
Mains	G4, G7	0,5
Cou+tête	G8	5,3

TAB. 4.2 – Répartition des masses corporelles [Cor 88]

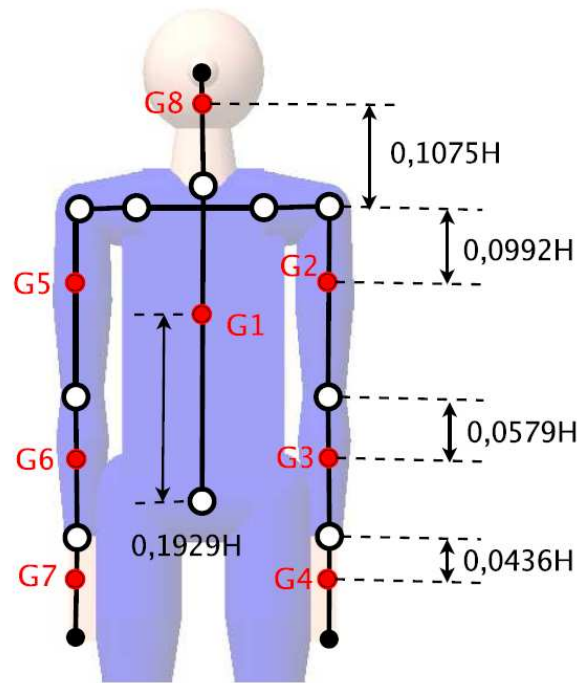


FIG. 4.23 – Position des centres de gravité en fonction de la taille de la personne [Cor 88]

partant du corps terminal (la main) et en remontant vers la base du système (le buste), on obtient les expressions des forces et des couples exprimés dans chaque repère R_j :

$${}^j f_j = {}^j A_{j+1} {}^{j+1} f_{j+1} + m_j {}^j \mathbf{g}$$

$${}^j n_j = {}^j A_{j+1} {}^{j+1} n_{j+1} + {}^j P_{j+1} \times {}^j f_{j+1} - {}^j m S_j \times {}^j \mathbf{g}$$

avec ${}^j A_{j+1}$: composantes d'orientation de la matrice homogène de transformation du repère R_j vers le repère R_{j+1}

m_j : masse du corps C_j (TAB. 4.2)

${}^j P_{j+1}$: composantes de translation de la matrice homogène de transformation du repère R_j vers le repère R_{j+1}

${}^j m S_j$: premier moment d'inertie du corps C_j autour de l'origine du repère R_j (égal à $m_j S_j$ ou m_j est la masse du corps C_j et S_j est le vecteur liant l'origine du repère R_j au centre de masse du corps C_j , FIG. 4.23)

On obtient alors la force et le couple que doit fournir l'articulation j en projetant f_j ou n_j (selon qu'on l'on

travaille avec des liaisons prismatiques ou rotoïdes) sur l'axe du mouvement :

$$\Gamma_j = (\sigma_j {}^j f_j + \bar{\sigma}_j {}^j n_j)^T {}^j z_j$$

avec σ qui vaut 1 pour une liaison prismatique où 0 pour une liaison rotoïde et ${}^j z_j$ représentant l'axe de la liaison j .

4.5.4 Consigne initiale et modification de trajectoire dans l'espace cartésien

D'après les conclusions de l'analyse du mouvement humain effectuée dans le chapitre 3, il apparaît que les trajectoires suivies par la main dans l'espace cartésien peuvent être, dans un grand nombre de cas, approximées par une ligne droite. Pour cette raison, nous faisons le choix d'imposer comme consigne initiale à notre mannequin de suivre une ligne droite pour se déplacer d'un point à un autre définis par la tâche à effectuer. Après discrétisation de cette trajectoire, la résolution par modèle cinématique pondéré permet de calculer les incréments généralisés nécessaires au parcours de cette trajectoire. En chaque point, la résolution est caractérisée par les valeurs singulières du modèle cinématique et par la consigne opérationnelle $\delta\mathbf{X}$. Comme nous l'avons observé et illustré partiellement : les configurations singulières jouent un rôle mineur dans la simulation des postes de travail. Nous avons également observé lors de nos essais que le conditionnement du modèle cinématique n'excède pas quelques unités, au pire quelques dizaines dans la plupart des cas. Nous ne risquons donc pas de rencontrer des problèmes numériques susceptibles d'invalider les schémas de (pseudo-)inversion employés. On a donc finalement peu de raisons de se tourner vers la décomposition en valeurs singulières pour des questions de précision numérique ou de franchissement des singularités. Par contre, nous avons observé, dans la littérature et lors de nos captures de mouvements, que certaines trajectoires s'éloignent de la ligne droite. Si ce phénomène est d'origine cinématique, il peut être analysé par ce qui caractérise la tâche du point de vue cinématique : les valeurs singulières, la consigne, et la pondération du schéma d'inversion. A partir de ce constat, nous avons étudié une famille de schémas de commande cinématiques basés sur l'idée que la minimisation de la distance euclidienne dans l'espace de la tâche n'est valide que lorsqu'elle ne requiert un ratio incrément généralisé sur incrément opérationnel *relativement faible*. Ce ratio est directement lié aux valeurs singulières et à la direction de consigne. On peut donc estimer que ces données vont nous permettre de déterminer s'il est judicieux de suivre une ligne droite. Qualitativement, on devrait donc observer des lignes droites dans des zones à valeur singulière minimale élevée et des courbes différentes lorsque la (ou les) valeur(s) singulière(s) minimale(s) ne permet(tent) pas de suivre la droite de consigne pour un coût raisonnable. Ceci n'est pas incompatible avec le fait que les pseudo-inverse minimisent une norme pondérée de $\delta\mathbf{q}$. Simplement, en une telle configuration, cette norme a une valeur minimale élevée ! Notons que, alors que le conditionnement de l'application linéaire est déterminant pour les problèmes d'inversion numérique, ici c'est la valeur singulière minimale qui est le premier critère. Nous souhaitons caractériser des schémas permettant d'agir sur la forme de la trajectoire opérationnelle de manière comparable aux résultats observés. Pour cela, il est nécessaire de définir les réglages disponibles et d'identifier les zones de validité des paramètres ainsi que la sensibilité associée à leur réglage. Les stratégies de réglage sont précisées dans le paragraphe suivant alors que la quantification des paramètres et de leur sensibilité sera décrite au chapitre suivant.

4.5.5 Stratégies de réglage

On cherche ici à modifier la solution d'un système linéaire qui requiert un module trop important d'incrément généralisé. On n'est donc pas directement intéressé par le fait de rendre régulier un système en singularité mais plutôt de modifier une solution en fonction de la capacité de la structure mécanique à produire un déplacement opérationnel. Il n'y a donc pas lieu d'avoir recours à une méthode de régularisation de type Tikhonov car celle-ci déforme toutes les composantes de la solution dans le seul but de rendre le système régulier donc inversible. Par contre, les méthodes de filtrage qui sélectionnent les directions opérationnelles les plus défavorables permettent d'agir efficacement pour modifier la trajectoire. On va donc s'attacher à mettre en œuvre cette catégorie de méthodes en dehors de son champ habituel d'expérimentation i.e. loin des configurations singulières. On s'appuie donc sur un schéma global de la forme :

$$J_Q^{+(F)} = Q^{-1} J^T (J Q^{-1} J^T + \mathbf{F})^{-1} \text{ avec } F = \sum_{i=1}^m (\alpha_i^2 u_i u_i^T)$$

où il s'agit de déterminer la zone d'action du filtrage.

4.5.6 Configuration et direction de consigne

Nous avons étudié les résultats du déclenchement du filtrage :

- à partir de la seule valeur de σ_i i.e. en fonction seulement de la configuration du système,
- ou bien en fonction de la configuration courante et de la projection de la consigne $\delta \mathbf{X}$ sur les directions u_i .

Dans le premier cas, la valeur de α_{max} à partir de laquelle est défini le domaine de définition de la régularisation et le rapport entre les deux espaces ($\frac{\delta \mathbf{X}}{\delta q_{max}}$) restent constants durant tout le mouvement. Le seuil de déclenchement de la régularisation est donc constant. Le second schéma de régularisation dépend toujours de la valeur σ_{min} et du paramètre α_{max} permettant de définir le domaine de définition de la régularisation. Ce dernier est à présent lié à la projection de la consigne $\delta \mathbf{X}$ sur la direction δX_{min} associée à σ_{min} ($\alpha_{max} = \frac{\delta \mathbf{X}_s}{2\delta q_{max}}$). Étant donné que la valeur de cette projection varie durant le mouvement, le domaine de définition de la régularisation est variable durant le mouvement (α_{max} variable). Dans les deux cas, le seul paramètre que nous imposons lors de nos simulations est la borne articulaire δq_{max} pour une valeur de l'incrément $\delta \mathbf{X}$ pré-déterminé. Lorsque la trajectoire s'écarte de la consigne imposée parce que le schéma de régularisation s'enclenche, nous recalculons la nouvelle trajectoire et conservons le même ratio entre δq_{max} et $\delta \mathbf{X}$.

4.5.7 Déclenchement et pondération

Dans le schéma ci-dessus, on peut ne considérer que le modèle cinématique représenté par J pour calculer les valeurs singulières σ_i et les directions u_i associées. On peut aussi considérer que si notre schéma de commande privilégie une norme Q-pondérée, alors les éléments caractéristiques de déclenchement du filtrage peuvent également en tenir compte. Il s'agit donc dans ce cas de considérer $\tilde{J} = B^{-1}J$ en lieu et place de J pour la détermination des $\tilde{\sigma}_i$ et les directions \tilde{u}_i . Ces différentes possibilités sont étudiées au chapitre 5.

4.6 Conclusions

Dans ce chapitre, nous avons défini notre stratégie générale de génération de mouvements et ses variantes. Notre démarche s'est appuyée sur la construction des modèles cinématiques et leurs différentes solutions d'inversion. L'accent a été particulièrement mis sur la décomposition en valeurs singulières et sur l'utilisation qui peut en être faite pour modifier la consigne à partir d'un filtrage par les valeurs singulières les plus faibles. A partir du schéma principal d'inversion cinématique, des fonctions de pénalité ou de potentiel ont été mises en œuvre pour la prise en compte des contraintes inégalités et une norme pondérée a été introduite. Ces différentes composantes ont été intégrées dans un schéma global qui doit permettre de reproduire la déformation des trajectoires opérationnelles sur des bases cinématiques. Cette dernière résulte de la prise en compte d'un coût dans l'espace généralisé ou plus exactement de la définition d'un seuil sur le ratio entre incrément opérationnel et incrément généralisé. Les différentes variantes ainsi que les zones de réglage de ce schéma font l'objet du chapitre 5.

Chapitre 5

Simulations & résultats

Dans ce chapitre, les mouvements que nous générons sont comparés avec les résultats caractéristiques issus de la littérature et de notre campagne de capture. Dans un premier temps, nous étudions la capacité des variantes de la solution proposée à déformer la consigne en accord avec les informations contenues dans le modèle cinématique et de manière compatible avec les mesures effectuées sur sujet réel. Pour ce faire, nous simulons deux mouvements spécifiques pour lesquels nous disposons des résultats caractéristiques : un mouvement dans le plan vertical avec le bras tendu en posture initiale (situation où l'opérateur se situe en bout d'espace de travail du bras) et une séquence de mouvements dans le plan horizontal (situation proche de celle d'un poste de travail industriel). Dans la zone de réglage obtenue à l'issue de cette analyse, nous simulons un mouvement dans le plan vertical (bras plié en posture initiale) afin d'étudier les coordinations articulaires entre le coude et l'épaule. Enfin, après avoir présenté la solution logicielle que nous avons développée pour répondre à notre problématique initiale, nous concluons ce chapitre en présentant et analysant les résultats de simulation d'un poste de travail réel.

5.1 Synthèse et analyse de mouvements tests

Dans cette partie, nous analysons les résultats obtenus au moyen des différentes variantes de nos schémas de génération de mouvement sur certains mouvements tests pour lesquels les mesures sur sujet réel ont déjà été présentés au chapitre 3. Dans un premier temps, nous analysons ces résultats dans l'espace cartésien. Nous étudions la capacité que fournissent ces différentes solutions pour modifier la consigne cartésienne à partir de l'information contenue au niveau cinématique. Cette analyse se fonde sur les éléments suivants :

- est il possible de déformer la consigne dans une direction compatible avec celles mesurées sur des sujets humains ?
- peut-on caractériser simplement des zones et des sensibilité de réglage du filtrage à partir de la forme des courbes générées et issues des campagnes de capture de mouvement ?
- peut-on proposer un réglage nominal à l'intérieur de cette zone de réglage du filtrage dans le but de générer une courbe nominale et un ensemble de courbes plausibles dans son voisinage ?

Ensuite, à partir d'un réglage nominal proposé, nous étudions un troisième mouvement sur le plan de la coordination articulaire et de l'évolution temporelle. Cette analyse permet ainsi d'analyser les effets de la pondération et de la loi temporelle choisies.

Nous avons développé deux schémas de filtrage :

- le premier qui se déclenche en fonction des valeurs singulières les plus faibles de la matrice jacobienne J du système,
- le second qui se déclenche en fonction des valeurs singulières les plus faibles de la matrice jacobienne \tilde{J} qui tient compte de pondérations affectées aux différentes liaisons.

Pour chacun de ces deux schémas, nous avons développé deux stratégies de déclenchement du filtrage [Hue V. 08] :

- la première qui se déclenche en fonction de la valeur de σ_{min} ou $\tilde{\sigma}_{min}$ et de la valeur de α_{max} à partir de laquelle est défini le domaine de définition du filtrage. Étant donné que $\alpha_{max} = \frac{\delta \mathbf{X}}{2\delta q_{max}}$, et que le rapport entre les deux espaces est constant ($\frac{\delta \mathbf{X}}{\delta q_{max}}$ reste constant durant tout le mouvement), le seuil de déclenchement du filtrage est donc constant. La consigne n'est modifiée qu'en fonction de la configuration courante de l'opérateur.
- la seconde dépendant de σ_{min} ou $\tilde{\sigma}_{min}$ et de α_{max} , ce dernier étant lié à la projection de la consigne $\delta \mathbf{X}$ sur

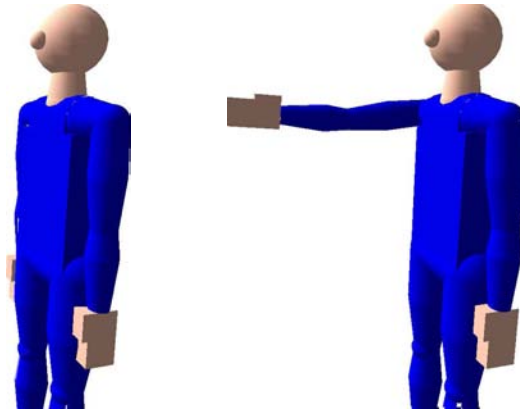


FIG. 5.1 – Configurations initiale et finale pour un mouvement dans le plan vertical avec le bras tendu en posture initiale

la direction de la singularité $\delta\mathbf{X}_s$ ($\alpha_{max} = \frac{\delta\mathbf{X}_s}{2\delta q_{max}}$). Le filtrage se déclenche en fonction de la configuration du système (σ_{min} ou $\tilde{\sigma}_{min}$) et de la direction de la consigne $\delta\mathbf{X}$. Étant donné que la direction de singularité varie durant le mouvement, le domaine de définition du filtrage est variable durant le mouvement (α_{max} variable).

Dans les deux cas, le seul paramètre que nous imposons lors de nos simulations est la borne articulaire δq_{max} . Comme le suivi de consigne est défini initialement à $\delta\mathbf{X}$ constant, cela revient à régler la borne supérieure du ratio ($\alpha_{max} = \frac{\delta\mathbf{X}}{2\delta q_{max}}$). Lorsque le schéma de filtrage s'enclenche, la trajectoire s'écarte de la consigne imposée et nous recalculons la nouvelle trajectoire à suivre pour atteindre le point cible. Ce recalcul de trajectoire imposant une nouvelle consigne $\delta\mathbf{X}$, nous adaptions δq_{max} afin de garder la borne supérieure sur le ratio α_{max} constant que le schéma de filtrage s'enclenche ou pas.

5.1.1 Mouvement dans le plan vertical : bras tendu en posture initiale

Nous simulons un mouvement dans le plan vertical avec le bras tendu en posture initiale. Ce mouvement est tel que la main du mannequin se trouve au bord de l'espace de travail du bras (mouvement pour lequel nous avons des résultats expérimentaux obtenus sur des sujets réels) : le mannequin, qui est debout le bras tendu le long du corps doit atteindre un point à hauteur de l'épaule et à une distance équivalente au bras tendu (FIG. 5.1). Lors de ce mouvement, le bras du mannequin est naturellement tendu en début de mouvement et a tendance à s'étendre à nouveau en fin de mouvement.

5.1.1.1 Schéma de filtrage déclenchant sur J

Stratégies de déclenchement du filtrage avec α_{max} constant

La figure 5.2 présente la valeur du coefficient de filtrage (α), la trajectoire de la main dans le plan cartésien, la valeur singulière minimale (σ_{min}) et le conditionnement (κ) pour différentes valeurs de δq_{max} . De plus, la figure 5.3 présente les valeurs de LI (en %) des trajectoires de la main dans l'espace cartésien obtenues lors de ces simulations pour différentes valeurs de δq_{max} .

ANALYSE DES RÉSULTATS

En faisant varier la valeur de δq_{max} , nous observons 4 zones de déclenchement du filtrage :

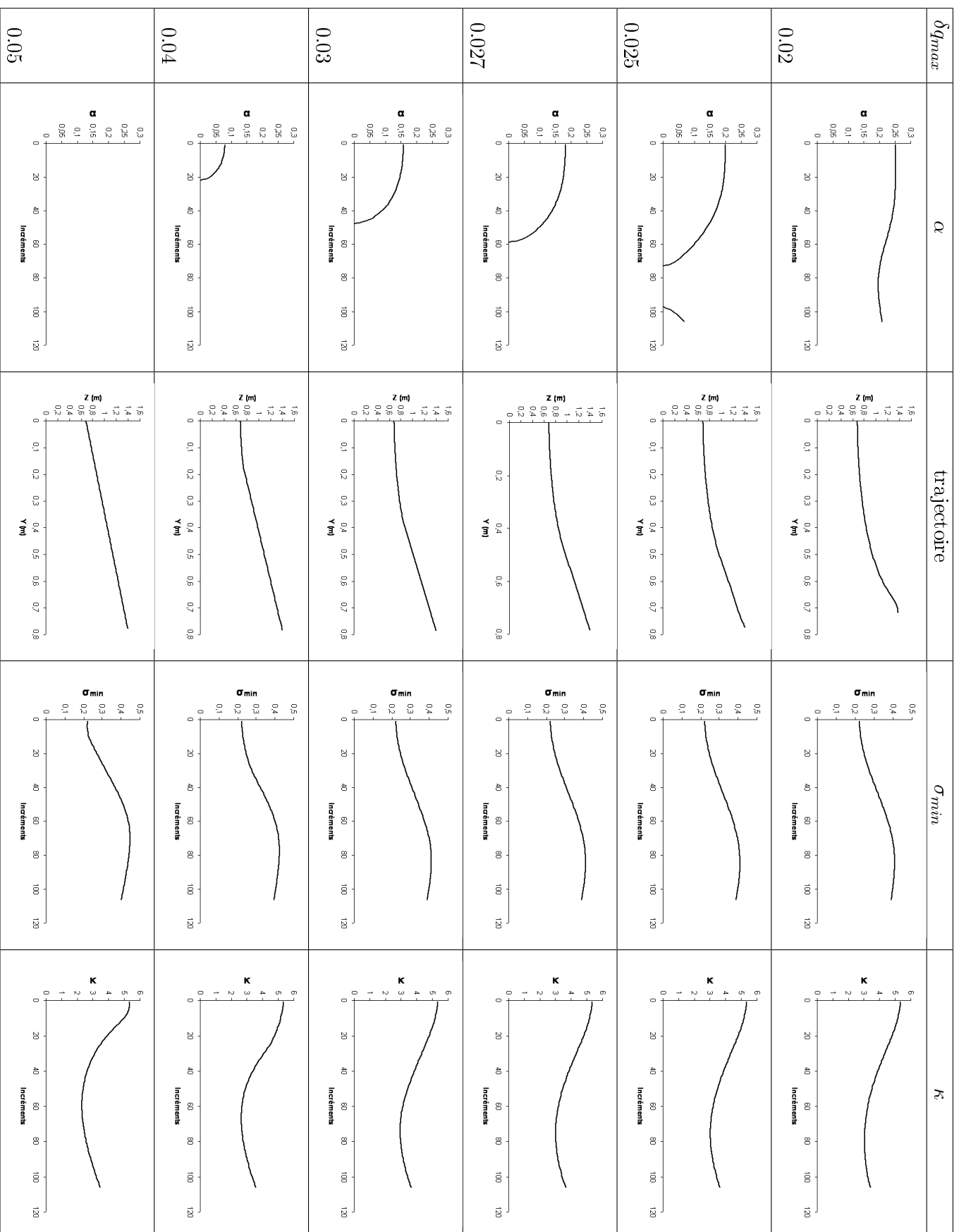


Fig. 5.2 – Coefficient de filtrage (α), trajectoire de la main, valeur singulière minimale (σ_{min}) et conditionnement (κ) pour différentes valeurs de δq_{max} pour un schéma de filtrage déclenchant sur J avec α_{max} constant et pour un mouvement dans le plan vertical avec le bras tendu en posture initiale

δq_{max}	LI (%)
0.02	17.17
0.025	14.48
0.027	13.77
0.03	13.06
0.04	7.45
0.05	0

FIG. 5.3 – Valeurs de LI des trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour différentes valeurs de δq_{max} et une stratégie de déclenchement du filtrage avec α_{max} constant

- Pour une valeur de δq_{max} de 0.02, le schéma de filtrage se déclenche durant tout le mouvement. En effet, pour $\delta q_{max} = 0.02$, nous en déduisons d'après l'expression $\alpha_{max} = \frac{\|\delta \mathbf{X}\|}{2\|\delta \mathbf{q}\|_{max}}$ que $\alpha_{max} = 0.25$ et $2\alpha_{max} = 0.5$. D'après le domaine de définition du coefficient d'amortissement α , lorsque $\sigma_{min} < \alpha_{max}$ (de l'incrément 0 à l'incrément 30), le coefficient d'amortissement α est égal à α_{max} et lorsque $\alpha_{max} < \sigma_{min} < 2\alpha_{max}$ (de l'incrément 30 à la fin du mouvement), $\alpha = \sqrt{\frac{\sigma_{min}}{\|\delta \mathbf{q}\|_{max}} - \sigma_{min}^2}$. Étant donné que le schéma de filtrage s'enclenche durant tout le mouvement, la trajectoire de la main, qui s'écarte de la ligne droite imposée en consigne, est courbée (LI de 17.17%). Cependant, nous constatons lors de cet essai que la main n'atteint pas le point cible : la main ne se déplace que d'environ 70cm selon l'axe Y alors que le point à atteindre se situe à environ 80cm selon ce même axe. En effet, dans ce cas où le schéma de filtrage est actif durant tout le mouvement, δq_{max} est trop borné pour pouvoir exécuter la tâche spécifiée.
- Pour une valeur de δq_{max} de 0.025, $\alpha_{max} = 0.2$ et $2\alpha_{max} = 0.4$, le schéma de filtrage suit 3 phases : il s'enclenche en début de mouvement lorsque $\alpha_{max} < \sigma_{min} < 2\alpha_{max}$ (de l'incrément 0 à l'incrément 75), est ensuite inactif lorsque $\sigma_{min} > 2\alpha_{max}$ (de l'incrément 75 à l'incrément 100), puis s'enclenche à nouveau en fin de mouvement lorsque les valeurs de σ_{min} diminuent, phase durant laquelle le bras a tendance à se tendre (de d'incrément 100 à la fin du mouvement, $\alpha_{max} < \sigma_{min} < 2\alpha_{max}$). Ainsi, la trajectoire de la main obtenue lors de cette simulation est courbée en début de mouvement (lorsque le schéma de filtrage est actif) et suit la ligne droite imposée en consigne lorsque le schéma de filtrage n'est plus actif. Au final, la trajectoire de la main dans le plan cartésien pour $\delta q_{max} = 0.025$ est courbée puisque l'on obtient un LI de 14.48%.
- Pour des valeurs de δq_{max} variant de 0.027 à 0.04, le schéma de filtrage ne s'enclenche qu'en début de mouvement (lorsque les valeurs de σ_{min} sont faibles et que $\alpha_{max} < \sigma_{min} < 2\alpha_{max}$) et la valeur du coefficient de filtrage α évolue en fonction de la valeur de δq_{max} imposée. Ainsi, dans cette zone, plus la valeur de δq_{max} augmente, plus le coefficient de filtrage α diminue et moins le schéma de filtrage est actif. De ce fait, les trajectoires de la main sont de moins en moins courbées (LI = 13.77% pour $\delta q_{max} = 0.027$, LI = 13.06% pour $\delta q_{max} = 0.03$ et LI = 7.45% pour $\delta q_{max} = 0.04$).
- Pour des valeurs de δq_{max} supérieures à 0.05, le schéma de filtrage ne s'enclenche jamais. En effet, pour $\delta q_{max} = 0.05$, $\alpha_{max} = 0.1$ et $2\alpha_{max} = 0.2$. Dans ce cas, $\sigma_{min} > 2\alpha_{max}$ et donc le coefficient d'amortissement α est nul durant tout le mouvement. Ainsi, la trajectoire de la main dans l'espace cartésien suit la ligne droite imposée en consigne.

Tout d'abord, nous constatons que lors de ces différentes simulations, le conditionnement de la matrice jacobienne est relativement bon puisque sa valeur évolue entre 3 et 5. Il prend ses valeurs les plus élevées en début de mouvement (phase durant laquelle le bras est en posture initiale avec le bras tendu), décroît par la suite avant de croître à nouveau en fin de mouvement (phase durant laquelle le bras s'étend à nouveau). L'évolution de la valeur singulière minimale suit un profil à tendance inversée par rapport à celui du conditionnement.

A partir de l'observation des valeurs singulières le long de la ligne droite de consigne, il est aisé de choisir un premier réglage qui rend le filtrage actif et d'étudier une zone de réglage pour laquelle le filtrage déforme

la trajectoire de manière semblable à celle observée sur les sujets réels. Le filtrage agit ici dès que l'on suppose que l'on borne la valeur de δq_{max} par incrément à 0.04 i.e. si on suppose que l'on s'écarte de la ligne droite lorsque l'on borne le ratio α_{max} à 0.25. Pour les valeurs de δq_{max} inférieures, on suppose que le ratio permis diminue. Le filtrage diminue donc de ce fait la capacité d'actionnement de la chaîne cinématique. Comme il agit localement et déforme la trajectoire dans les directions cartésiennes les plus favorables, il peut engendrer une trajectoire qui présente sur cet exemple une forme incompatible avec les résultats expérimentaux. C'est ce que l'on observe notamment pour $\delta q_{max} = 0.02$. Il peut également, globalement, produire un rapport entre longueur de la trajectoire effective sur longueur de la consigne prescrite faible. Si on borne la longueur prescrite, on peut ainsi mesurer l'erreur finale. Une stratégie pour laquelle on borne trop δq_{max} et/ou qui produit une trajectoire cartésienne complexe produira ici une erreur finale importante. Pour les trajectoires de forme semblable aux résultats expérimentaux, on obtient des LI dont la valeur est comprise entre 13% et 15% pour des valeurs de δq_{max} comprises entre 0.03 et 0.025 i.e. un ratio compris entre 0.33 et 0.4. Ces valeurs de LI se situent dans l'intervalle des valeurs expérimentales obtenues (TAB. 3.5 du chapitre 3) mais en deçà de leur valeur moyenne. Nous retenons la valeur $\delta q_{max} = 0.027$ comme réglage nominal en considérant la valeur du LI et de l'erreur finale commise.

Stratégies de déclenchement du filtrage avec α_{max} variable

Comme précédemment, les résultats obtenus lors de ces simulations sont présentés aux figures 5.4 (coefficient de filtrage α , trajectoire de la main dans le plan cartésien, valeur singulière minimale σ_{min} et conditionnement κ) et 5.5 (valeur de LI) pour différentes valeurs de δq_{max} . De plus, étant donné que l'on utilise à présent une stratégie de déclenchement du filtrage avec un coefficient α_{max} variable, il convient d'avoir l'évolution du rapport $\|\delta \mathbf{X}_s\|/\|\delta \mathbf{X}\|$ afin d'être renseigné sur la direction de singularité.

ANALYSE DES RÉSULTATS

Comme lors des simulations précédentes, nous observons différentes zones de déclenchement du filtrage dépendant toujours du paramètre δq_{max} imposé et de l'évolution de σ_{min} durant le mouvement mais également de la direction de singularité :

- *Pour des valeurs de δq_{max} comprises entre 0.01 et 0.021, le profil du coefficient de filtrage α suit trois phases : le schéma de filtrage s'enclenche en début de mouvement ($\alpha \neq 0$ pour des valeurs de σ_{min} faibles), le schéma est ensuite inactif (valeurs de σ_{min} les plus élevées et direction de consigne appropriée), puis le schéma de filtrage s'enclenche à nouveau en fin de mouvement et les valeurs de α augmentent fortement car la consigne tend à se rapprocher de la direction de la singularité (phase durant laquelle le bras a tendance à se tendre). Ainsi, les trajectoires de la main obtenues lors de ces simulations (pour des valeurs δq_{max} comprises entre 0.01 et 0.021) sont courbées en début de mouvement (lorsque le schéma de filtrage est actif), suivent la ligne droite imposée en consigne lorsque le schéma de filtrage n'est plus actif et enfin s'écartent de la ligne droite en fin de mouvement lorsque le schéma de filtrage est de nouveau actif. Bien que les trajectoires de la main dans l'espace cartésien obtenues dans cet intervalle de δq_{max} soient courbées (LI = 17.60% pour $\delta q_{max} = 0.01$, LI = 8.88% pour $\delta q_{max} = 0.02$ et LI = 7.95% pour $\delta q_{max} = 0.021$), la main n'atteint pas le point cible pour les mêmes raisons que lors des simulations effectuées avec des valeurs de α_{max} constantes (lorsque le schéma de filtrage est actif en fin de mouvement, δq_{max} est trop borné pour pouvoir exécuter la tâche spécifiée).*
- *Pour des valeurs de δq_{max} comprises entre 0.022 et 0.03, le schéma de filtrage ne s'enclenche que durant la première partie du mouvement (pour les valeurs de σ_{min} les plus faibles). Ainsi, les trajectoires obtenues dans cet intervalle sont courbées en début de mouvement (LI = 7.36% pour $\sigma_{min} = 0.022$, LI = 5.08% pour $\sigma_{min} = 0.025$ et LI =*

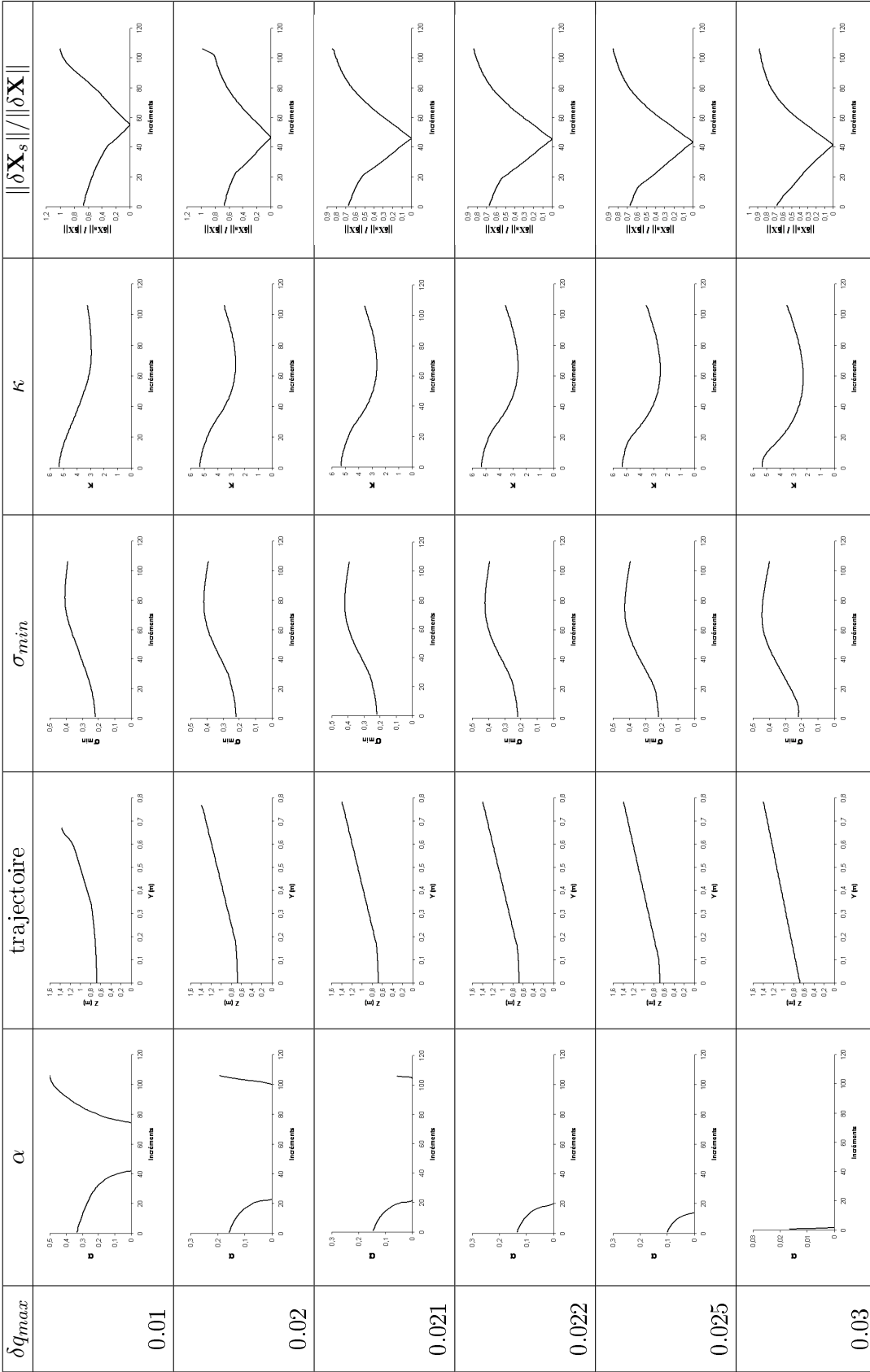


FIG. 5.4 – Coefficients de filtrage (α), trajectoires de la main, valeurs singulières minimales (σ_{min}), conditionnements (κ) et rapport entre la direction de la singularité et la consigne ($\|\delta \mathbf{X}_s\| / \|\delta \mathbf{X}\|$) pour différentes valeurs de δq_{max} pour un schéma de filtrage déclenchant sur J avec α_{max} non constant et pour un mouvement dans le plan vertical avec le bras tendu en posture initiale

δq_{max}	LI (%)
0.01	17.60
0.02	8.88
0.021	7.95
0.022	7.36
0.025	5.08
0.03	0.28

FIG. 5.5 – Valeurs de LI des trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour une stratégie de déclenchement du filtrage avec α_{max} non constant et différentes valeurs de δq_{max}

0.28% pour $\sigma_{min} = 0.03$) puis suivent la ligne droite imposée en consigne.

- Pour des valeurs de δq_{max} supérieures à 0.03, le schéma de filtrage ne s'enclenche jamais durant le mouvement : la trajectoire de la main dans l'espace cartésien suit donc la ligne droite imposée en consigne.

Les profils des conditionnements (évoluant de 5 à 3) et des valeurs singulières minimales sont sensiblement identiques à ceux obtenus lors des simulations précédentes. La différence essentielle avec les résultats présentés au paragraphe précédent concerne les seuils de déclenchement du schéma de filtrage. En effet, le déclenchement du filtrage, qui s'effectue en fonction de la valeur de σ_{min} (configuration du système), dépend également de la direction de la consigne imposée $\delta \mathbf{X}$ puisque α_{max} dépend à présent de la direction de la singularité $\delta \mathbf{X}_s$. Ainsi, pour un mouvement dans le plan vertical avec le bras tendu en posture initiale, le rapport $\|\delta \mathbf{X}_s\|/\|\delta \mathbf{X}\|$ qui a une valeur de 0.7 en début de mouvement, décroît pour atteindre une valeur nulle en milieu de mouvement puis croît pour atteindre sa valeur maximale en fin de mouvement lorsque le bras se tend. Comme attendu le filtrage déforme les trajectoires avec la même tendance que précédemment. Néanmoins, la modulation introduite par la prise en compte du rapport $\|\delta \mathbf{X}_s\|/\|\delta \mathbf{X}\|$ accentue le caractère instantané du schéma de filtrage puisqu'il interdit ici toute courbure en milieu de mouvement. Les LI obtenus sur la plage des réglages permettant de conserver une trajectoire de forme analogue à celles produites expérimentalement (pour des valeurs de δq_{max} comprises entre 0.025 et 0.020) produisent cependant des valeurs de LI sensiblement plus faibles. Nous retenons la valeur $\delta q_{max} = 0.022$ comme réglage nominal en considérant la valeur du LI et de l'erreur finale commise.

5.1.1.2 Schéma de filtrage déclenchant sur \tilde{J}

Nous simulons à présent ce même mouvement dans le plan vertical avec le bras tendu en posture initiale avec un schéma de filtrage déclenchant sur les valeurs singulières minimales $\tilde{\sigma}_{min}$ de la matrice \tilde{J} . Avec ce schéma, nous proposons également 2 stratégies de déclenchement du filtrage : une avec un coefficient α_{max} constant et une autre avec α_{max} variable.

Stratégies de déclenchement du filtrage avec α_{max} constant

Comme précédemment, les résultats sont présentés aux figures 5.6 et 5.7.

ANALYSE DES RÉSULTATS

Nous retrouvons les mêmes zones de déclenchement du filtrage que pour le schéma de déclenchement sur les σ_{min} de J avec un coefficient α_{max} constant :

- Pour une valeur de δq_{max} de 0.03, $\alpha_{max} = 0.16$ et $2\alpha_{max} = 0.32$. Ainsi, le schéma de filtrage se déclenche durant tout le mouvement : du début du mouvement à l'incrément 40, $\tilde{\sigma}_{min} < \alpha_{max}$ et le coefficient d'amortissement α est

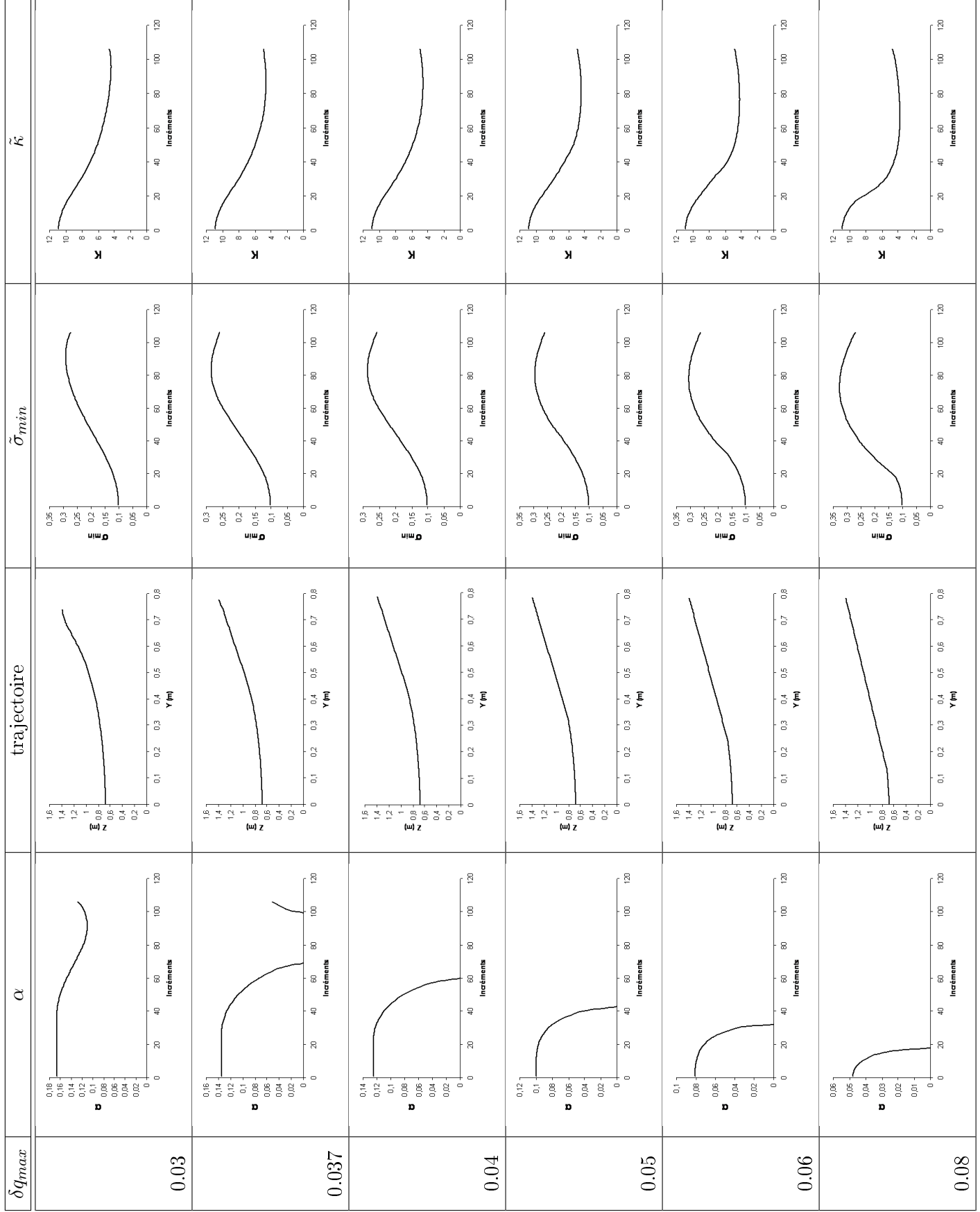


FIG. 5.6 – Coefficients de filtrage (α), trajectoires de la main, valeurs singulières minimales ($\tilde{\sigma}_{min}$) et conditionnements ($\tilde{\kappa}$) pour différentes valeurs de δq_{max} pour un schéma de déclenchement du filtrage sur \tilde{J} avec α_{max} constant et pour un mouvement dans le plan vertical avec le bras tendu en posture initiale

δq_{max}	LI (%)
0.03	15.64
0.037	13.54
0.04	12.96
0.05	11.72
0.06	9.95
0.08	5.66

FIG. 5.7 – Valeurs de LI des trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour une stratégie de déclenchement du filtrage sur \tilde{J} avec α_{max} constant et différentes valeurs de δq_{max}

égale à α_{max} . Puis, de l'incrément 40 à la fin du mouvement, $\alpha_{max} < \tilde{\sigma}_{min} < 2\alpha_{max}$ et $\alpha = \sqrt{\frac{\tilde{\sigma}_{min}}{\|\delta \mathbf{q}\|_{max}} - \tilde{\sigma}_{min}^2}$. De ce fait, la trajectoire de la main, qui s'écarte de la ligne droite imposée en consigne durant tout le mouvement, est courbée (LI de 15.64%). Comme pour le schéma de filtrage déclenchant sur J , nous constatons que lorsque le schéma de filtrage est actif en fin de mouvement, δq_{max} est trop borné pour pouvoir exécuter la tâche spécifiée : la main n'atteint pas le point cible imposé en consigne.

- Pour une valeur de δq_{max} de 0.037, d'après l'expression $\alpha_{max} = \frac{\|\delta \mathbf{X}\|}{2\|\delta \mathbf{q}\|_{max}}$, nous en déduisons que $\alpha_{max} = 0.13$ et $2\alpha_{max} = 0.26$. Ainsi, le schéma de filtrage suit quatre phases : il s'enclenche du début de mouvement jusqu'à l'incrément 20 lorsque $\tilde{\sigma}_{min} < \alpha_{max}$ (α étant alors égale à α_{max}), est toujours actif lorsque $\alpha_{max} < \tilde{\sigma}_{min} < 2\alpha_{max}$ (dans ce cas, $\alpha = \sqrt{\frac{\tilde{\sigma}_{min}}{\|\delta \mathbf{q}\|_{max}} - \tilde{\sigma}_{min}^2}$) de l'incrément 20 à l'incrément 70, est ensuite inactif lorsque $\tilde{\sigma}_{min} > 2\alpha_{max}$ ($\alpha = 0$ de l'intervalle 70 à 100), puis le schéma de filtrage s'enclenche à nouveau en fin de mouvement lorsque $\alpha_{max} < \tilde{\sigma}_{min} < 2\alpha_{max}$ (phase durant laquelle le bras a tendance à se tendre). Ainsi, la trajectoire de la main obtenue lors de cette simulation est courbée en début de mouvement (lorsque le schéma de filtrage est actif) et suit la ligne droite imposée en consigne lorsque le schéma de filtrage n'est plus actif. L'index de linéarité LI est de 13.54% pour une valeur de δq_{max} de 0.037.
- Pour des valeurs de δq_{max} comprises entre 0.04 à 0.08, le schéma de filtrage ne s'enclenche qu'en début de mouvement (lorsque $\tilde{\sigma}_{min} < \alpha_{max}$ puis lorsque $\alpha_{max} < \tilde{\sigma}_{min} < 2\alpha_{max}$) et la valeur du coefficient de filtrage α évolue en fonction de la valeur de δq_{max} imposée. Ainsi, dans cette zone, plus la valeur de δq_{max} augmente, plus le coefficient de filtrage α diminue et moins le schéma de filtrage est actif. De ce fait, les trajectoires de la main sont de moins en moins courbées (LI = 12.96% pour $\delta q_{max} = 0.04$, LI = 11.72% pour $\delta q_{max} = 0.05$, LI = 9.95% pour $\delta q_{max} = 0.06$ et LI = 5.66% pour $\delta q_{max} = 0.08$).

Tout d'abord, nous constatons lors de ces différentes simulations que le conditionnement de la matrice jacobienne \tilde{J} est plus élevé (valeurs comprises entre 4 et 11) que celui de la matrice jacobienne J utilisée lors des simulations avec un schéma de déclenchement du filtrage sur J . Ceci s'explique par le fait que la matrice jacobienne \tilde{J} tient compte des pondérations imposées à chaque liaison. Cependant, malgré des valeurs plus élevées, on retrouve les mêmes profils pour l'évolution du conditionnement et de la valeur singulière minimale. Étant donné que les valeurs singulières minimales prennent des valeurs moins élevées pour ce schéma de filtrage ($\tilde{\sigma}_{min}$ évolue de 0.1 à 0.3), les valeurs de réglage de δq_{max} seront différentes de celles obtenues avec le schéma précédent.

Ce schéma permet de déformer la consigne de manière semblable à celle observée sur les sujets réels. On n'observe pas de différence fondamentale avec le premier schéma testé. Pour les trajectoires de forme semblable aux résultats expérimentaux, on obtient des LI dont la valeur est comprise entre 11 et 14 pour des valeurs de δq_{max} comprises entre 0.050 et 0.037. Ces valeurs sont proches mais inférieures aux valeurs expérimentales obtenues. Nous retenons la valeur $\delta q_{max} = 0.040$ comme réglage nominal en considérant la valeur du LI et de l'erreur finale commise. Notons qu'ici la sensibilité de la déformation des trajectoires par action sur la valeur de δq_{max} est moindre en raison de la pondération introduite.

Stratégies de déclenchement du filtrage avec α_{max} variable

Les figures 5.8 et 5.9 présentent les résultats obtenus lors de nos simulations pour différentes valeurs de δq_{max} .

ANALYSES DES RÉSULTATS

Les zones de déclenchement du filtrage sont définies comme suit :

- Pour des valeurs de δq_{max} comprises entre 0.02 et 0.025, le profil du coefficient de filtrage α suit trois phases : le schéma de filtrage s'enclenche en début de mouvement ($\alpha \neq 0$ pour des valeurs de $\tilde{\sigma}_{min}$ faibles et un rapport $\|\delta \mathbf{X}_s\|/\|\delta \mathbf{X}\|$ élevé), le schéma est ensuite inactif (valeurs de $\tilde{\sigma}_{min}$ les plus élevées et direction de consigne appropriée du fait que le rapport $\|\delta \mathbf{X}_s\|/\|\delta \mathbf{X}\|$ soit nul en milieu de mouvement), puis le schéma de filtrage s'enclenche à nouveau en fin de mouvement et les valeurs de α augmente fortement car la consigne tend à se rapprocher de la direction de la singularité (phase durant laquelle le bras tend à se tendre avec un rapport $\|\delta \mathbf{X}_s\|/\|\delta \mathbf{X}\|$ élevé). Ainsi, les trajectoires de la main obtenues lors de ces simulations (valeurs de δq_{max} comprises entre 0.02 et 0.025) sont courbées en début de mouvement (lorsque le schéma de filtrage est actif), suivent la ligne droite imposée en consigne lorsque le schéma de filtrage n'est plus actif et enfin s'écarte de la ligne droite en fin de mouvement lorsque le schéma de filtrage est de nouveau actif. Bien que les trajectoires de la main dans l'espace cartésien obtenues dans cet intervalle de δq_{max} soient courbées ($LI = 13.59\%$ pour $\delta q_{max} = 0.02$ et $LI = 11.39\%$ pour $\delta q_{max} = 0.025$), la main n'atteint pas le point cible pour les mêmes raisons que lors des simulations effectuées avec des valeurs de α_{max} constantes (lorsque le schéma de filtrage est actif en fin de mouvement, δq_{max} est trop borné pour pouvoir exécuter la tâche spécifiée).
- Pour des valeurs de δq_{max} comprises entre 0.026 à 0.06, le schéma de filtrage ne s'enclenche qu'en début de mouvement (lorsque les valeurs de $\tilde{\sigma}_{min}$ sont faibles et le rapport $\|\delta \mathbf{X}_s\|/\|\delta \mathbf{X}\|$ est élevé) et la valeur du coefficient de filtrage α évolue en fonction de la valeur de δq_{max} imposée. Ainsi, dans cette zone, plus la valeur de δq_{max} augmente, plus le coefficient de filtrage α diminue et moins le schéma de filtrage est actif. De ce fait, les trajectoires de la main sont de moins en moins courbées ($LI = 11.08\%$ pour $\delta q_{max} = 0.026$, $LI = 10.09\%$ pour $\delta q_{max} = 0.03$, $LI = 7.53\%$ pour $\delta q_{max} = 0.04$ et $LI = 1.91\%$ pour $\delta q_{max} = 0.06$).
- Pour des valeurs de δq_{max} supérieures à 0.06, le schéma de filtrage ne s'enclenche jamais durant le mouvement. Ainsi, la main suit la trajectoire imposée comme consigne (ligne droite) durant tout le mouvement.

Ce schéma fournit une combinaison des résultats obtenus avec les deux schémas précédents. Les profils des conditionnements et des valeurs singulières minimales sont sensiblement identiques à ceux obtenus lors des simulations précédentes (schéma déclenchant sur \tilde{J} avec α_{max} constant). De plus, les rapports $\|\delta \mathbf{X}_s\|/\|\delta \mathbf{X}\|$ ont des profils semblables à ceux obtenus avec une stratégie de déclenchement avec un coefficient α_{max} variable et un schéma dépendant des σ_{min} de J .

Pour les trajectoires de forme semblable aux résultats expérimentaux, on obtient des LI dont la valeur est comprise entre 10 et 12 pour des valeurs de δq_{max} comprises entre 0.040 et 0.025. Ces valeurs sont proches mais inférieures aux valeurs expérimentales obtenues. Nous retenons la valeur $\delta q_{max} = 0.026$ comme réglage nominal en considérant la valeur du LI et de l'erreur finale commise.

5.1.2 Mouvements dans le plan horizontal

Nous simulons à présent des mouvements de pointage, dans le plan horizontal, vers différentes cibles à l'intérieur de l'espace de travail accessible par le mannequin. Pour cela, nous reproduisons le contexte expérimental de Morasso [Morasso P. 81], Flash et Hogan [Flash T. 85] (FIG. 5.10) étudié expérimentalement au chapitre 3 : le mannequin doit atteindre différentes cibles numérotées avec la main droite.

La séquence des points à atteindre par le mannequin lors de cette simulation est présentée dans la table

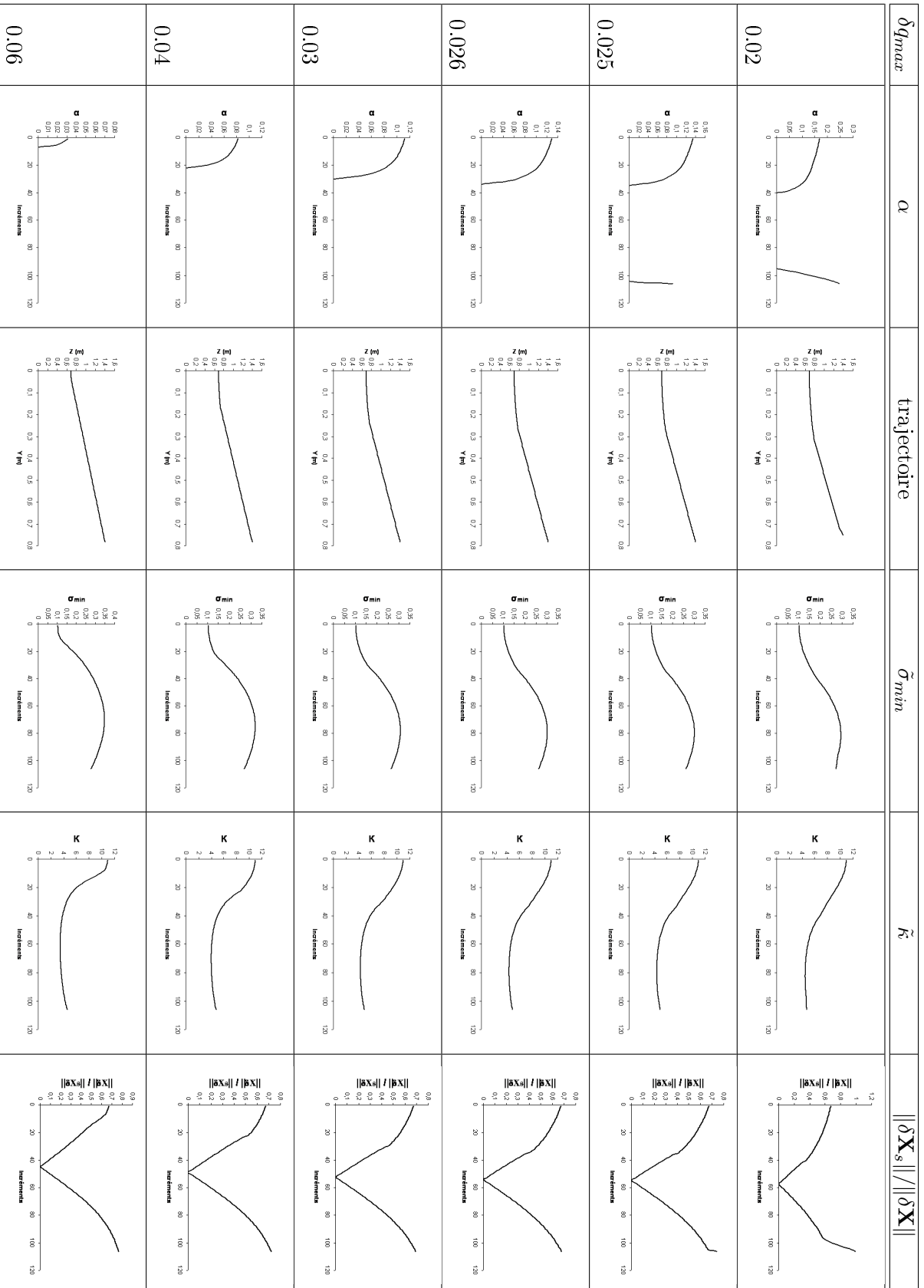


FIG. 5.8 – Coefficients de filtrage (α), trajectoires de la main, valeurs singulières minimales ($\tilde{\sigma}_{min}$), conditionnements (\tilde{r}) et rapport entre la direction de la singularité et la consigne ($\|\delta \mathbf{X}_s\| / \|\delta \mathbf{X}\|$) pour différentes valeurs de δq_{max} pour un schéma de filtrage déclenchant sur \tilde{J} avec α_{max} variable et pour un mouvement dans le plan vertical avec le bras tendu en posture initiale

δq_{max}	LI (%)
0.02	13.59
0.025	11.38
0.026	11.08
0.03	10.09
0.04	7.53
0.06	1.91

FIG. 5.9 – Valeurs de LI des trajectoires de la main dans l’espace cartésien pour un schéma de filtrage déclenchant sur \tilde{J} avec α_{max} non constant et différentes valeurs de δq_{max}

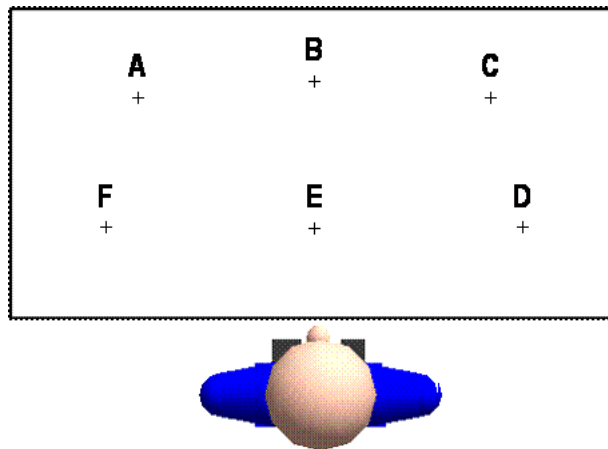


FIG. 5.10 – Contexte expérimental pour des mouvements dans le plan horizontal

5.1. Cependant, il convient de noter que nous obtenons des résultats similaires lorsque, pour le même contexte expérimental, le mannequin effectue des mouvements points à points à partir d’une cible initiale jusqu’à une cible finale (la séquence des points à atteindre étant alors $F \Rightarrow C$, puis $E \Rightarrow B$, puis $A \Rightarrow D$).

Pour simuler ces mouvements dans le plan horizontal, nous utilisons comme précédemment les 2 schémas de filtrage (déclenchant sur les valeurs singulières minimales de J et de \tilde{J}) et les 2 stratégies de déclenchement (α_{max} constant et variable) présentées auparavant.

5.1.2.1 Schéma de filtrage déclenchant sur J

Stratégie de déclenchement du filtrage avec α_{max} constant

Les résultats (FIG. 5.11 et FIG. 5.2) sont présentés selon la même forme que lors des simulations de mouvements dans le plan vertical.

Mvt	Séquence
1	$E \Rightarrow B$
2	$B \Rightarrow F$
3	$F \Rightarrow D$
4	$D \Rightarrow C$
5	$C \Rightarrow E$
6	$E \Rightarrow A$
7	$A \Rightarrow D$

TAB. 5.1 – Composition de la séquence de points à atteindre pour des mouvements dans le plan horizontal

Mvt	1	2	3	4	5	6	7
δq_{max}	LI (%)						
0.02	6.80	7.44	14.40	10.47	11.16	8.73	13.50
0.025	4.00	6.94	14.18	0	4.80	4.71	14.50
0.028	0	0.71	9.62	0	0	1.70	2.29
0.029	0	0.36	7.12	0	0	0	0
0.03	0	0	0	0	0	0	0

TAB. 5.2 – Valeurs de LI des trajectoires de la main dans l’espace cartésien pour un schéma de filtrage déclenchant sur J avec α_{max} constant et différentes valeurs de δq_{max}

ANALYSE DES RÉSULTATS

En fonction des valeurs de δq_{max} imposées et de l’évolution des σ_{min} durant le mouvement, nous observons différentes zones de déclenchement du filtrage :

- Pour $\delta q_{max} = 0.02$ ($\alpha_{max} = 0.25$ et $2\alpha_{max} = 0.5$), nous constatons que le schéma de filtrage est actif durant tout le mouvement : en effet, σ_{min} (qui évolue entre 0.3 et 0.4 durant ce mouvement) est compris entre α_{max} et $2\alpha_{max}$ durant tout le mouvement ($\alpha = \sqrt{\frac{\sigma_{min}}{\|\delta \mathbf{q}\|_{max}} - \sigma_{min}^2}$). Dans ce cas, bien que les trajectoires de la main dans l’espace cartésien sont courbées (LI évoluant de 6.80% à 14.40%), la main n’atteint pas les cibles spécifiées (lorsque le schéma de filtrage est actif durant tout le mouvement, δq_{max} est trop borné pour pouvoir exécuter la tâche spécifiée).
- Pour des valeurs de δq_{max} évoluant entre 0.025 et 0.029, le schéma de filtrage s’enclenche durant certaine phase du mouvement (en fonction de l’évolution de σ_{min} et de la valeur de α_{max} qui dépend de δq_{max} imposé). Ainsi, pour ces mouvements dans le plan horizontal, les valeurs de σ_{min} sont minimales lorsque le mannequin doit atteindre des points éloignés se situant en bout d’espace de travail ou le bras à tendance à se tend (atteinte des points A et F notamment). Les résultats semblent être les plus satisfaisants pour $\delta q_{max} = 0.028$ et $\delta q_{max} = 0.029$: le schéma de filtrage ne s’enclenche essentiellement que pour le mouvement entre le points F et D ou le système est le plus mal conditionné. Dans ce cas, la trajectoire de la main dans l’espace cartésien s’écarte de la ligne droite imposée en consigne (pour $\delta q_{max} = 0.028$ $LI = 9.62\%$ et $LI = 7.12\%$ pour $\delta q_{max} = 0.029$).
- Pour $\delta q_{max} = 0.03$ ($\alpha_{max} = 0.16$ et $2\alpha_{max} = 0.32$), le schéma de filtrage ne s’enclenche jamais durant le mouvement ($\sigma_{min} > 2\alpha_{max}$ durant tout le mouvement). Dans ce cas, les trajectoires de la main dans l’espace cartésien suivent donc des lignes droites.

Les valeurs du conditionnement sont comprises entre 2.5 et 3 et sont donc plus faibles mais du même ordre de grandeur que celles observées pour le mouvement dans le plan vertical précédent (valeurs comprises entre 3 et 5). Ceci s’explique par le fait que le bras n’est jamais véritablement tendu lors de cette séquence de mouvements dans le plan horizontal. Les valeurs singulières minimales suivent des profils à tendance inversée par rapport à ceux des conditionnements (σ_{min} évoluant de 0.3 à 0.4). La valeur singulière minimale passe par un minimum global à la fin du mouvement 2 et au début du mouvement 3. Elle passe par un minimum local marqué à la fin du mouvement 6 et au début du mouvement 7. Comme le schéma déclenche sur cette seule information, il permet de déformer ces éléments de la séquence dès qu’il s’enclenche.

Pour des valeurs de δq_{max} de 0.028 ou 0.029, les trajectoires de la main dans l’espace cartésien suivent des lignes droites dans la quasi totalité des mouvements à l’exception du 3^{me} mouvement entre les points F et D, et plus marginalement du 7^{me} mouvement. La trajectoire de la main est nettement incurvée sur le 3^{me} mouvement ($LI = 9.62\%$ pour $\delta q_{max} = 0.028$ et $LI = 7.12\%$ pour $\delta q_{max} = 0.029$, valeurs très proches du LI moyen obtenu pour ce mouvement lors de nos essais expérimentaux).

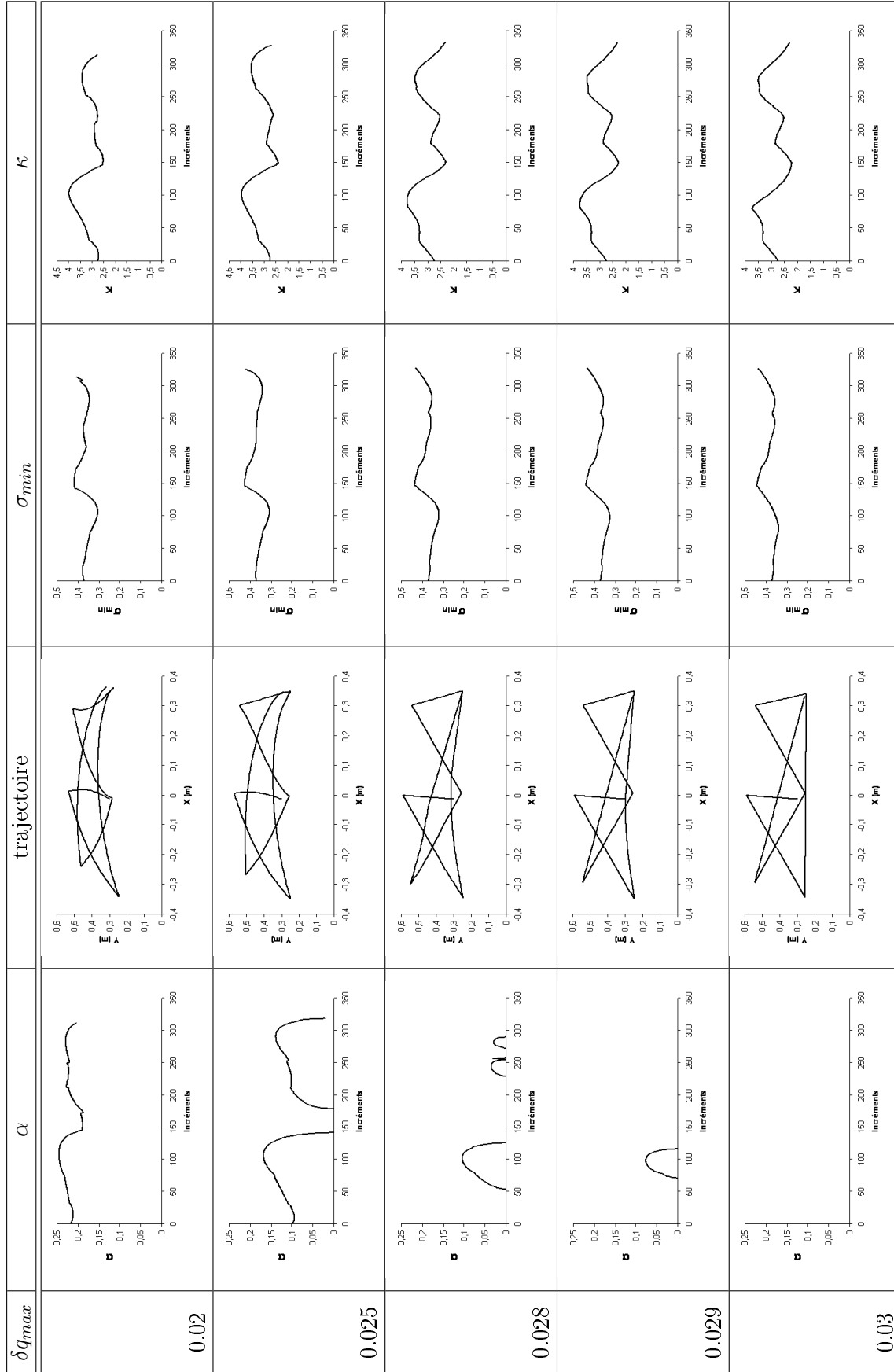


FIG. 5.11 – Coefficients de filtrage (α), trajectoires de la main, valeurs singulières minimales (σ_{min}) et conditionnements (κ) pour différentes valeurs de δq_{max} pour un schéma de filtrage déclenchant sur J avec α_{max} constant et pour des mouvements dans le plan horizontal

Mvt	1	2	3	4	5	6	7
δq_{max}	LI (%)						
0.02	6.28	0	7.62	2.51	0	7.09	2.72
0.022	4.28	0	2.46	0	0	5.20	0
0.024	0.89	0	0	0	0	1.64	0
0.026	0	0	0	0	0	1.02	0
0.027	0	0	0	0	0	0	0

TAB. 5.3 – Valeurs de LI des trajectoires de la main dans l’espace cartésien pour un schéma de filtrage déclenchant sur J avec α_{max} variable et différentes valeurs de δq_{max}

Stratégie de déclenchement du filtrage avec α_{max} variable

Les figures 5.12 et 5.3 présentent les résultats obtenus pour différentes valeurs de δq_{max} .

ANALYSE DES RÉSULTATS

Nous observons différentes zones de déclenchement du filtrage en fonction de l’évolution des σ_{min} et de $\|\delta\mathbf{X}_s\|/\|\delta\mathbf{X}\|$ durant le mouvement ainsi que des valeurs de δq_{max} imposées :

- Pour $\delta q_{max} = 0.02$, nous constatons que le schéma de filtrage s’enclenche quatre fois (de l’incrément 0 à l’incrément 25, puis de l’incrément 75 à l’incrément 100, de l’incrément 150 à l’incrément 170 et enfin de l’incrément 210 à l’incrément 260). Nous constatons également que les profils de α et $\|\delta\mathbf{X}_s\|/\|\delta\mathbf{X}\|$ atteignent leurs maximums aux même incréments (lorsque la consigne $\delta\mathbf{X}$ tend à se diriger vers la direction de la singularité $\delta\mathbf{X}_s$). Ainsi, les trajectoires ou la main doit atteindre les points les plus éloignés de l’espace de travail sont courbées.
- Pour $\delta q_{max} = 0.022$, le schéma de filtrage se déclenche trois fois (de l’incrément 0 à l’incrément 25, puis de l’incrément 75 à l’incrément 90 et enfin de l’incrément 210 à l’incrément 260). Dans ces zones, à la fois les valeurs de $\|\delta\mathbf{X}_s\|/\|\delta\mathbf{X}\|$ sont élevées et les valeurs de σ_{min} sont faibles. Les trajectoires ou a main doit atteindre les points F, A et B sont légèrement courbées (LI variant de 5.20% à 2.46%).
- Pour $\delta q_{max} = 0.024$, nous observons deux pics (le premier de l’incrément 10 à l’incrément 30 et le second de l’incrément 230 à l’incrément 260) lors de l’évolution du coefficient d’amortissement α . Ces deux , ou le rapport $\|\delta\mathbf{X}_s\|/\|\delta\mathbf{X}\|$ est élevé, correspondent à des valeurs de σ_{min} faibles.
- Pour $\delta q_{max} = 0.026$, le schéma de filtrage ne s’enclenche qu’une fois (de l’incrément 240 à l’incrément 260)
- A partir de $\delta q_{max} = 0.027$, le schéma de filtrage ne s’enclenche plus et les trajectoires de la main dans l’espace cartésien suivent les lignes droites imposées en consigne. Bien que le rapport $\|\delta\mathbf{X}_s\|/\|\delta\mathbf{X}\|$ ait le même profil que précédemment, la valeur trop importante de δq_{max} imposée induit une valeur de α_{max} trop faible ne permettant pas de détecter les σ_{min} de ce mouvement.

On retrouve des profils de conditionnement et des valeurs singulières minimales sensiblement identiques à ceux obtenus au paragraphe précédent. La différence essentielle avec les résultats présentés au paragraphe précédent concerne encore une fois les seuils de déclenchement du schéma de filtrage. Il a tendance à s’enclencher lorsque la consigne imposée $\delta\mathbf{X}$ se dirige vers la direction de la singularité (lorsque le bras se tend pour atteindre les points les plus éloignés de l’espace de travail).

Les résultats obtenus avec ce schéma ne ressemblent pas aux résultats moyens obtenus lors des expérimentations sur sujets réels. Cependant, étant donné la grande variabilité des résultats issus des mouvements capturés, les trajectoires générées avec ce schéma et cette stratégie sont comparables avec celles de certains sujets réels. En effet, avec un tel schéma et surtout une telle stratégie avec α_{max} variable, le filtrage à tendance à s’enclencher lors de l’atteinte des points les plus éloignés (essentiellement lors de l’atteinte des points A, B et F). Lors de ces mouvements pour lesquels $\delta\mathbf{X}$ tend à se diriger vers la direction de la singularité $\delta\mathbf{X}_s$, les trajectoires

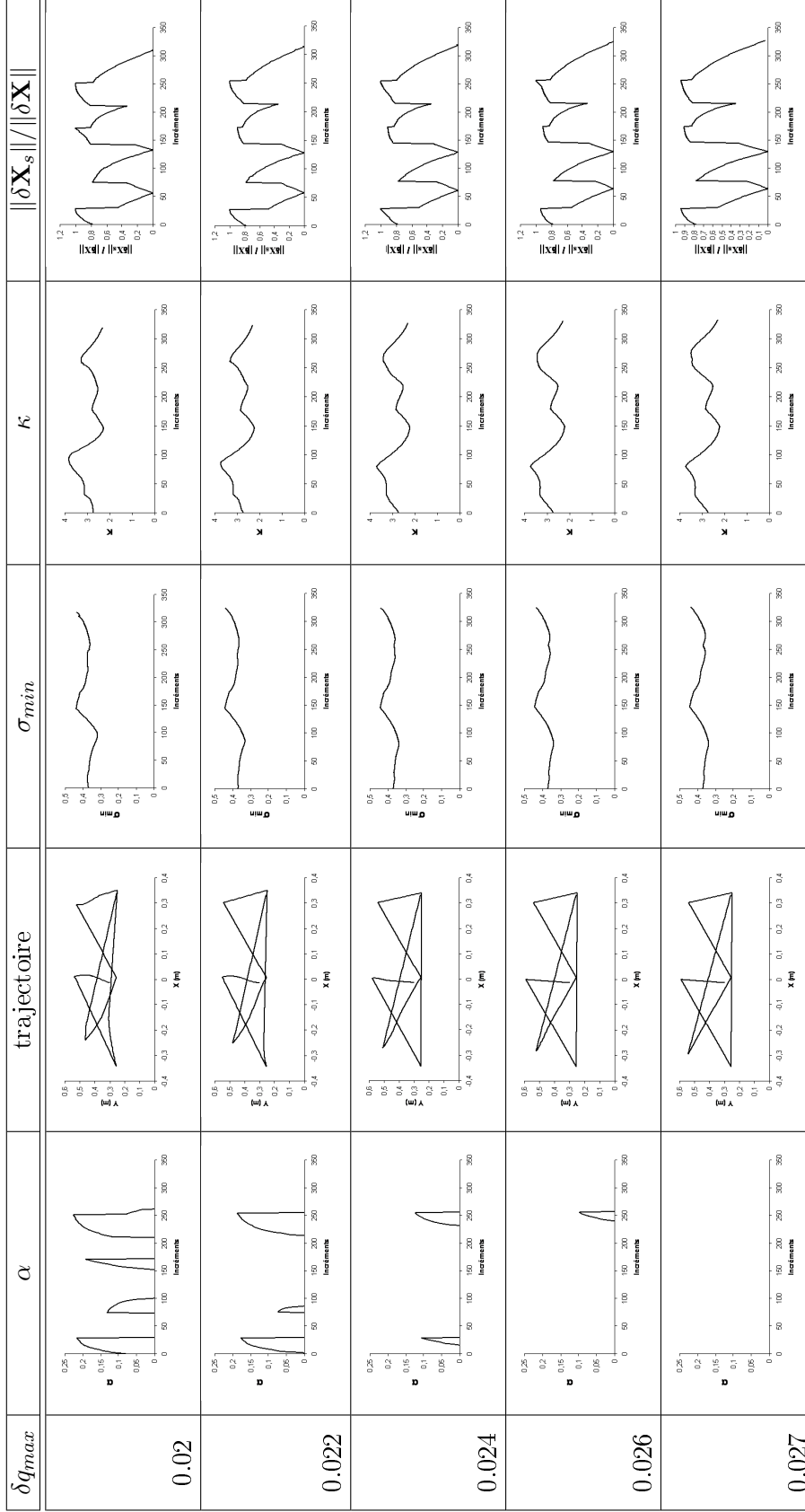


FIG. 5.12 – Coefficients de filtrage (α), trajectoires de la main, valeurs singulières minimales (σ_{min}), conditionnements (κ) et rapport entre la direction de la singularité et la consigne ($\frac{\|\delta \mathbf{X}_s\|}{\|\delta \mathbf{X}\|}$) pour différentes valeurs de δq_{max} pour un schéma de filtrage déclenchant sur J avec α_{max} variable et pour des mouvements dans le plan horizontal

Mvt	1	2	3	4	5	6	7
δq_{max}	LI (%)						
0.03	1.65	7.08	12.44	0.18	0	1.63	13.96
0.035	0.53	5.97	8.56	0	0	0.1	14.79
0.04	0	0.52	1.96	0	0	0	12.33
0.045	0	0	0	0	0	0.24	6.4
0.05	0	0	0	0	0	0	0

TAB. 5.4 – Valeurs de LI des trajectoires de la main dans l'espace cartésien pour un schéma de filtrage sur \tilde{J} avec α_{max} constant et différentes valeurs de δq_{max}

s'incurvent. Les solutions les plus satisfaisantes avec ce schéma et cette stratégie sont obtenues autour de la valeur $\delta q_{max} = 0.022$. Dans ce cas, les mouvements d'atteinte des points les plus éloignés (points F, A et B) ont des trajectoires courbes : $LI = 4.28\%$ pour le 1^{er} mouvement (atteinte du point B), $LI = 2.46\%$ pour le 3^{me} mouvement (atteinte du point F) et $LI = 5.20\%$ pour le 6^{me} mouvement (atteinte du point A).

5.1.2.2 Schéma de filtrage déclenchant sur \tilde{J}

Stratégie de déclenchement du filtrage avec α_{max} constant

Comme précédemment, les figures 5.13 et 5.4 présentent les résultats obtenus.

ANALYSE DES RÉSULTATS

Comme pour les simulations précédentes, nous observons différentes zone de déclenchement du filtrage dépendantes des valeurs de δq_{max} :

- Pour des valeurs de δq_{max} évoluant de 0.03 à 0.04, nous constatons que le schéma de filtrage s'enclenche deux fois durant le mouvement en fonction de l'évolution de $\tilde{\sigma}_{min}$ et de la valeur de α_{max} qui dépend de δq_{max} imposé. Par exemple, pour $\delta q_{max} = 0.03$, $\alpha_{max} = 0.16$ et $2\alpha_{max} = 0.32$: ainsi, $\alpha_{max} < \tilde{\sigma}_{min} < 2\alpha_{max}$ de l'intervalle 5 à l'intervalle 130 (dans ce cas, $\alpha = \sqrt{\frac{\tilde{\sigma}_{min}}{\|\delta \mathbf{q}\|_{max}} - \tilde{\sigma}_{min}^2}$), puis $\tilde{\sigma}_{min} > 2\alpha_{max}$ de l'intervalle 130 à l'intervalle 230 ($\alpha = 0$, le schéma de filtrage est donc inactif), et enfin le schéma s'enclenche à nouveau de l'intervalle 230 à l'intervalle 370 lorsque $\alpha_{max} < \tilde{\sigma}_{min} < 2\alpha_{max}$.
- Pour $\delta q_{max} = 0.045$, le schéma de filtrage ne s'enclenche qu'une fois, lorsque la valeur de $\tilde{\sigma}_{min}$ est minimale pour l'atteinte du point A. Ainsi, lors du 7^{ème} mouvement entre les ponts A et D, la trajectoire suivie par la main est légèrement courbée ($LI = 6.4\%$).
- Pour une valeur de δq_{max} de 0.05, le schéma de filtrage ne s'enclenche jamais durant le mouvement. Ainsi, la trajectoire de la main dans l'espace cartésien suit la ligne droite imposée en consigne.

Les valeurs du conditionnement de \tilde{J} sont comprises entre 3 et 7 et sont donc plus faibles mais du même ordre de grandeur que celles observées pour le mouvement dans le plan vertical précédent (valeurs comprises entre 4 et 11).

Concernant les valeurs singulières, la pondération a tendance à accroître les variations des profils en accentuant les valeurs singulières minimales des points les plus éloignés de l'espace de travail (à savoir les points F et A). En effet, étant donné que la matrice jacobienne \tilde{J} tient compte des pondérations affectées aux liaisons, le conditionnement est moins bon (et inversement les $\tilde{\sigma}_{min}$ sont plus faibles, de l'ordre de 0.2) lorsque l'on désire atteindre des points éloignés nécessitant la participation des liaisons les plus pondérées (comme celle du buste par exemple). Les trajectoires les plus courbées sont obtenues pour des mouvements d'atteinte des points les plus éloignés (points A, F et D). Cependant, bien que ces résultats ne corroborent pas forcément, en terme

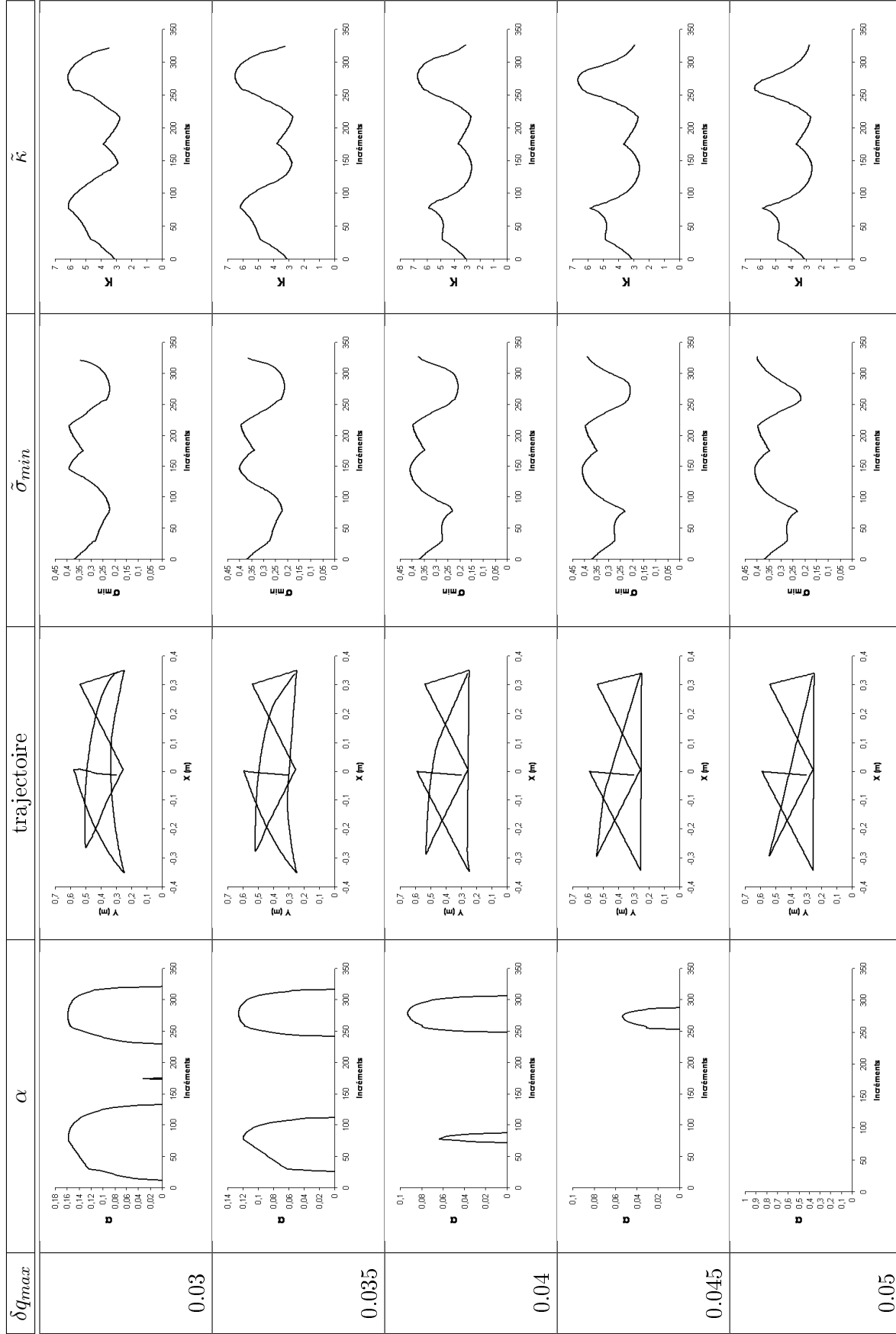


FIG. 5.13 – Coefficients de filtrage (α), trajectoires de la main, valeurs singulières minimales ($\tilde{\sigma}_{min}$) et conditionnements ($\tilde{\kappa}$) pour différentes valeurs de δq_{max} pour un schéma de filtrage déclenchant sur \tilde{J} avec α_{max} constant et pour des mouvements dans le plan horizontale

Mvt	1	2	3	4	5	6	7
δq_{max}	LI (%)						
0.02	5.76	0	11.74	2.35	0	4.96	13.33
0.025	1.79	0	6.77	0	0	2.03	10.28
0.03	1.01	0	2.12	0	0	1.26	6.77
0.035	0	0	0	0	0	0.86	1.08
0.04	0	0	0	0	0	0	0

TAB. 5.5 – Valeurs de LI des trajectoires de la main dans l’espace cartésien pour un schéma de filtrage déclenchant sur \tilde{J} avec α_{max} variable et différentes valeurs de δq_{max}

de LI moyen, ceux obtenus lors des essais expérimentaux sur sujets réels (pour lesquels la trajectoire du 3^{me} mouvement est plus incurvée que les autres), les trajectoires générées avec ce schéma et cette stratégie peuvent se rapprocher de celles obtenues par certains sujets pour lesquels les trajectoires du 3^{me} et du dernier mouvement sont nettement incurvées.

Stratégie de déclenchement du filtrage avec α_{max} variable

Les résultats de ces simulations sont présentés aux figures 5.14 et 5.5.

ANALYSE DES RÉSULTATS

Comme précédemment, nous observons différentes zones de déclenchement du filtrage en fonction de l’évolution des σ_{min} et de $\|\delta\mathbf{X}_s\|/\|\delta\mathbf{X}\|$ durant le mouvement ainsi que des valeurs de δq_{max} imposées :

- Pour $\delta q_{max} = 0.02$, le schéma de filtrage s’enclenche quatre fois (de l’incrément 0 à l’incrément 30, puis de l’incrément 75 à l’incrément 110, de l’incrément 150 à l’incrément 170 et enfin de l’incrément 210 à l’incrément 300). Les profils de α et $\|\delta\mathbf{X}_s\|/\|\delta\mathbf{X}\|$ atteignent également leurs maximums aux même incréments (lorsque la consigne $\delta\mathbf{X}$ tend à se diriger vers la direction de la singularité $\delta\mathbf{X}_s$). Lorsque l’opérateur doit atteindre les points les plus éloignés, les trajectoires de la main dans l’espace cartésien sont courbées.
- Pour $\delta q_{max} = 0.025$, le schéma de filtrage se déclenche trois fois (de l’incrément 10 à l’incrément 30, puis de l’incrément 75 à l’incrément 100 et enfin de l’incrément 230 à l’incrément 290). Dans ces zones, les valeurs de $\|\delta\mathbf{X}_s\|/\|\delta\mathbf{X}\|$ sont élevées et les valeurs de σ_{min} sont faibles. Lorsque l’opérateur doit atteindre les points F, A et B, les trajectoires de la main dans l’espace cartésien sont courbées (LI variant de 1.79% à 10.28%).
- Pour $\delta q_{max} = 0.03$, l’évolution du coefficient d’amortissement α a sensiblement le même profil que celui obtenu pour $\delta q_{max} = 0.025$.
- Pour $\delta q_{max} = 0.035$, nous observons un pic dans l’évolution de α durant lequel le schéma de filtrage s’enclenche (à l’incrément 255).
- A partir de $\delta q_{max} = 0.04$, le schéma de filtrage ne s’enclenche plus et les trajectoires de la main dans l’espace cartésien suivent les lignes droites imposées en consigne. Comme lors des simulations avec un déclenchement sur les σ_{min} de J et un coefficient α_{max} variable, la valeur trop importante imposée à δq_{max} induit une valeur de α_{max} trop faible ne permettant pas de détecter les $\tilde{\sigma}_{min}$ de ce mouvement.

Ce schéma fournit une combinaison des résultats obtenus avec les deux schémas précédents. Les profils des conditionnements et des valeurs singulières minimales sont sensiblement identiques à ceux obtenus lors des simulations précédentes (schéma déclenchant sur \tilde{J} avec α_{max} constant). De plus, les rapports $\|\delta\mathbf{X}_s\|/\|\delta\mathbf{X}\|$ ont des profils semblables à ceux obtenus avec une stratégie de déclenchement avec un coefficient α_{max} variable et un schéma dépendant des σ_{min} de J.

Cette stratégie déforme les trajectoires de la main dans l’espace cartésien lorsque la consigne imposée $\delta\mathbf{X}$ se

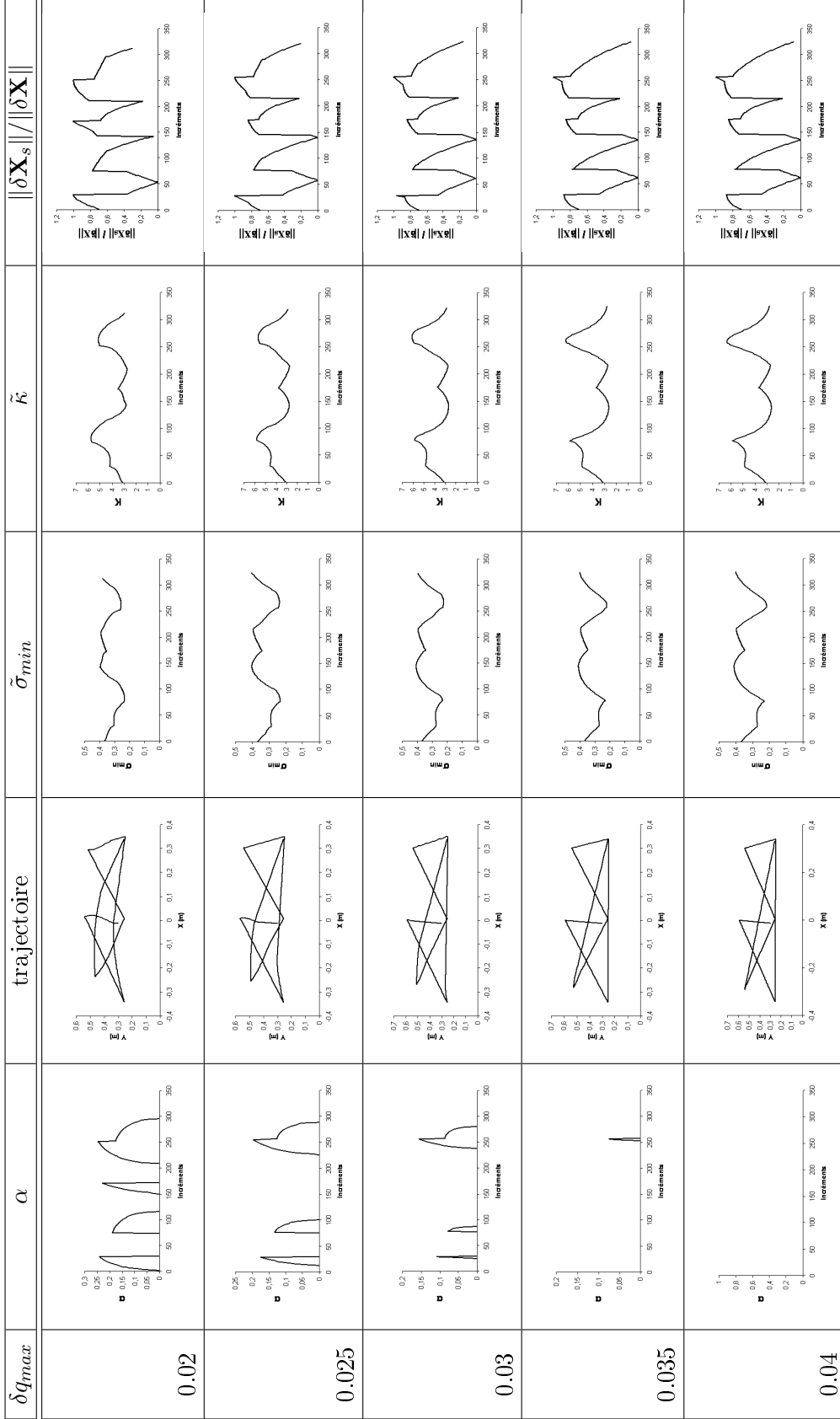


FIG. 5.14 – Coefficients de filtrage (α), trajectoires de la main, valeurs singulières minimales ($\tilde{\sigma}_{min}$), conditionnements ($\tilde{\kappa}$) et rapport entre la direction de la singularité et la consigne ($\|\delta \mathbf{X}_s\|/\|\delta \mathbf{X}\|$) pour différentes valeurs de δq_{max} pour un schéma de filtrage déclenchant sur \tilde{J} avec α_{max} variable et pour des mouvements dans le plan horizontal

dirige vers la direction de la singularité et que les valeurs de $\tilde{\sigma}_{min}$ sont les plus faibles. De ce fait, les trajectoires de la main dans l'espace cartésien sont plus courbées pour le 3^{me} mouvement (entre les points F et D) et le dernier mouvement (A et D). Par exemple, pour $\delta q_{max} = 0.025$, $LI = 6.77\%$ pour le 3^{me} mouvement et $LI = 10.28\%$ pour le dernier mouvement alors que tous les autres mouvements ont des valeurs de LI quasiment nulle (donc des trajectoires de la main dans l'espace cartésien qui suivent des lignes droites).

Les résultats obtenus ne recourent pas les résultats obtenus lors des expérimentations sur sujets réels au sens du LI moyen des valeurs moyennes. Cependant, le filtrage a tendance à s'enclencher lors de l'atteinte des points les plus éloignés et les trajectoires générées sont semblables à celles de certains sujets réels pour lesquels les trajectoires du 3^{me} et du dernier mouvement sont courbées.

5.1.2.3 Conclusions

A partir des résultats obtenus lors des simulations de mouvements dans le plan horizontal et dans le plan vertical pour différents schémas et stratégies de déclenchement du filtrage, nous pouvons en déduire les conclusions suivantes.

Tout d'abord, nous constatons que pour ces mouvements, y compris lorsque le bras est proche de sa limite d'atteignabilité, que le conditionnement du système est bon et que sa valeur singulière minimale est telle que le ratio $\frac{\delta \mathbf{X}}{\delta q_{max}}$ ne dépasse pas quelques unités. On se trouve donc hors du champ d'application des méthodes de régularisation à des fins de précision numérique ou d'évitement des configurations singulières. Si la déformation des trajectoires cartésiennes a une origine cinématique, elle se produit donc pour des valeurs du ratio $\frac{\delta \mathbf{X}}{\delta q_{max}}$ relativement faibles.

Nous avons utilisé le principe du filtrage par les valeurs singulières minimales afin de simuler la pénalisation de trajectoires qui requièrent une valeur de ce ratio supérieures à une valeur seuil. L'essentiel de nos essais a donc consisté à déterminer une valeur seuil, un intervalle de réglage et à observer les effets du filtrage par comparaison avec les mesures expérimentales.

Dans un premier temps, nous avons étudié un mouvement dans le plan vertical dont les données expérimentales avaient été préalablement collectées et présentées au chapitre 3. Lors de notre étude expérimentale effectuée sur 10 sujets pour ce mouvement dans le plan vertical pour lequel le bras est tendu en posture initiale, les trajectoires de la main dans l'espace cartésien sont légèrement courbées dans le plan vertical. Les mouvements issus de nos algorithmes génèrent des trajectoires de la main dans l'espace cartésien plus ou moins courbées dans le bon sens en fonction de δq_{max} , de la pondération, et de la stratégie de déclenchement utilisés. Notons par ailleurs que, lors de toutes les simulations effectuées, aucune variable articulaire ne dépasse ses valeurs de butée.

Ce premier mouvement dans le plan vertical a permis de faire ressortir différents points :

- la déformation des trajectoires par filtrage se produit dans une direction comparable à celle observée sur le mouvement humain ;
- il est possible de régler dans les deux schémas la valeur du ratio $\frac{\delta \mathbf{X}}{\delta q_{max}}$ de manière à obtenir des formes semblables aux résultats expérimentaux. On peut ainsi y définir une trajectoire nominale et identifier un intervalle pour ce ratio qui produit des trajectoires déformées voisines ;
- l'introduction d'un α_{max} variable a plutôt tendance à accentuer le caractère local de l'optimisation que produit le schéma. Il peut donc interdire l'écart à la droite de consigne dans certaines configurations. Les stratégies de déclenchement à α_{max} constant sont plus performantes que celles obtenues à α_{max} variable,

- à la fois en terme de forme de la trajectoire que de LI moyen ;
- si on diminue δq_{max} en deçà d'une borne inférieure, le filtrage local qu'il impose risque de fournir une trajectoire qui ne possède plus la forme attendue. Ce choix reviendrait à considérer que seules les trajectoires qui requièrent un ratio proche de 1 sont réalisées par l'homme ;
- les résultats obtenus avec J et \tilde{J} pour un coefficient α_{max} constant fournissent des trajectoires légèrement différentes pour des LI de même ordre de grandeur.

L'étude des mouvements dans le plan horizontal est venue compléter ces éléments. Tout d'abord, les zones de réglage obtenues pour le premier mouvement ont pu être réutilisées en raison de la conservation de l'ordre de grandeur des valeurs singulières minimales. On a pu ainsi vérifier qu'il était peu coûteux, au sens du ratio $\frac{\delta \mathbf{X}}{\delta q_{max}}$, de suivre les lignes droites imposées dans le plan horizontal mais aussi qu'en certains des points de passage, la valeur singulière minimale était dans l'intervalle pour lequel le filtrage avait produit des trajectoires déformées probantes dans le plan vertical. L'élément le plus probant, en moyenne, des expérimentations menées sur cette séquence au chapitre 3 était la déformation du 3^{me} mouvement. Pour différents réglages, les 4 schémas ont produit une déformation dans la bonne direction pour ce mouvement mais ils ont parfois déformé d'autres composantes de la séquence de manière plus marquée. Au sens du LI moyen, le schéma basé sur J et α_{max} constant fournit des résultats satisfaisants. Les autres schémas fournissent des résultats qui ne sont pas identifiables aux expérimentations du chapitre 3 sur ce critère. Néanmoins, ils fournissent d'autres comportements proches de certains sujets humains et il convient de rappeler qu'il existe une grande variabilité au niveau de ces résultats produits par des sujets réels. En particulier, la pondération et la prise en compte de la direction de déplacement peuvent faire déformer plus nettement les trajectoires à l'approche des points les plus éloignés. L'ensemble des 4 schémas, dans les intervalles de réglage identifiés, peut permettre d'engendrer un ensemble de trajectoires cartésiennes proches de celles produites par les humains.

Dans la suite des simulations présentées, nous avons utilisé le schéma basé sur J et α_{max} constant dans la zone de réglage que nous avons identifiée, avec le réglage nominal retenu, pour explorer les coordinations articulaires dans un premier temps sur un mouvement dans le plan vertical puis pour tester l'algorithme général sur un poste de travail.

5.1.3 Mouvement dans le plan vertical : bras plié en posture initiale

Nous étudions un mouvement d'atteinte d'un point situé à l'intérieur d'un espace de travail atteignable par le bras de l'opérateur : cette simulation reprend le contexte expérimental de l'étude de Lacquaniti et Sœchting et à partir de laquelle nous avons effectué des essais expérimentaux de capture de mouvements sur 10 sujets. Le mannequin, qui se situe initialement debout l'articulation du coude à 90°, doit atteindre un point situé à une distance équivalente au bras tendu et à hauteur d'épaule (FIG. 5.15). L'étude de ce mouvement est intéressante à plus d'un titre car, selon Sœchting et Lacquaniti, il existe un couplage entre l'épaule et le coude lors de ce mouvement spécifique [Sœchting J.F. 81] [Lacquaniti F. 82]. Nous simulons donc ce mouvement pour vérifier l'existence de ce couplage entre ces deux articulations.

Trajectoire dans l'espace cartésien

De nombreuses études physiologiques (telles que celles menées par exemple par Sœchting et Lacquaniti

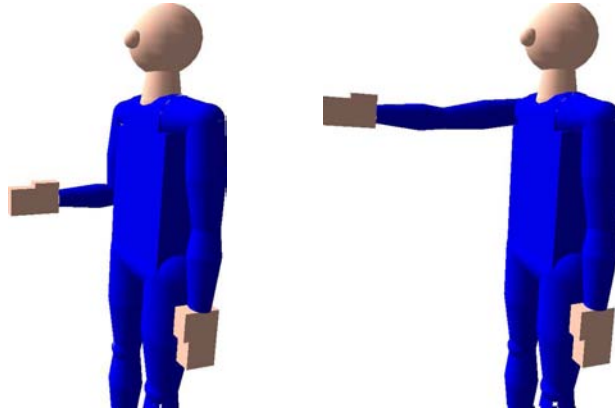


FIG. 5.15 – Configuration initiale et finale pour un mouvement dans le plan vertical avec le bras plié en posture initiale

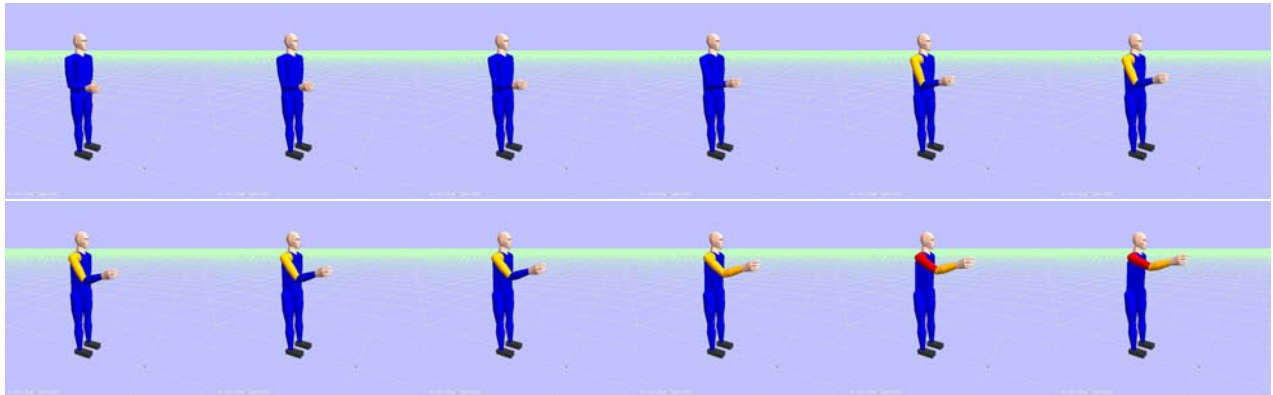


FIG. 5.16 – Simulation 3D d'un mouvement dans le plan vertical avec le bras plié en posture initiale

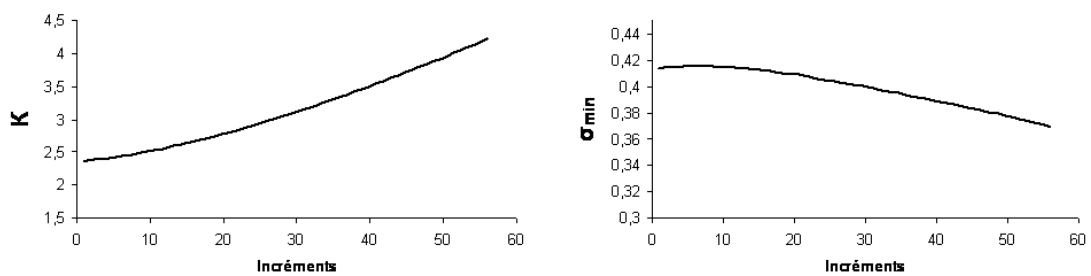


FIG. 5.17 – Conditionnement (κ) et valeur singulière minimum (σ_{min}) de la matrice jacobienne

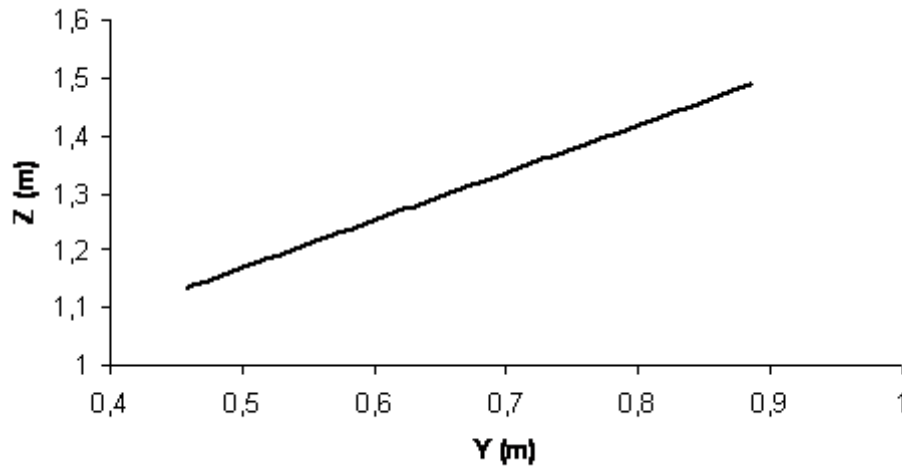


FIG. 5.18 – Trajectoire de la main du mannequin lors d’un mouvement dans le plan vertical avec le bras plié en posture initiale

[Soechting J.F. 81] [Lacquaniti F. 82]) ont analysé ce mouvement. Ces études observent que la trajectoire suivie par la main dans l’espace cartésien peut être approximée par une ligne droite. De plus, lors de notre étude expérimentale, nous avons également observé que les trajectoires de la main des 10 sujets étaient des lignes droites.

Nous simulons ce mouvement avec un schéma de filtrage déclenchant sur les valeurs singulières minimales de J , une stratégie de déclenchement du filtrage avec un coefficient α_{max} constant et le ratio nominal obtenu précédemment ($\frac{\delta \mathbf{X}}{\delta q_{max}} = 0.37$, d’où une borne articulaire $\delta q_{max} = 0.027$ soit $\alpha_{max} = 0.18$). Lors de ce mouvement, le conditionnement de la matrice jacobienne κ débute à une valeur à peine inférieure à 2.5 et croît légèrement pour atteindre au final une valeur proche de 4 (FIG. 5.17) et le profil de la valeur singulière minimale a une tendance inversée par rapport au profil du conditionnement. La croissance du conditionnement de la matrice jacobienne (et la décroissance de la valeurs singulière minimale) durant le mouvement s’explique par la configuration finale du bras quasiment tendu en fin de mouvement. $\sigma_{min} > 2\alpha_{max}$ durant tout le mouvement (σ_{min} varie de 0,42 à 0,36 ; FIG. 5.17). La valeur du coefficient d’amortissement α est nulle durant tout le mouvement et le filtrage ne s’enclenche pas. Ainsi, la trajectoire de la main du mannequin dans l’espace cartésien est donc une ligne droite (FIG. 5.18). La figure 5.16 présente la simulation du mouvement généré.

Il convient également de noter que la forme de la trajectoire de la main dans l’espace cartésien ne varie pas en fonction de la taille du mannequin. De plus, nous obtenons la même trajectoire de la main dans l’espace cartésien lors de la simulation de ce même mouvement avec une orientation finale de la main du mannequin différente de celle de la configuration initiale de la main (rotation de 90°) : le schéma de filtrage ne s’enclenche pas et la trajectoire de la main dans l’espace cartésien est la même que la consigne imposée, à savoir une ligne droite.

Trajectoires dans l’espace articulaire

Nous allons à présent étudier les trajectoires d’articulations significatives dans l’espace articulaire. Lors de leurs études expérimentales, Soechting et Lacquaniti [Soechting J.F. 81] [Lacquaniti F. 82] ont observé que les

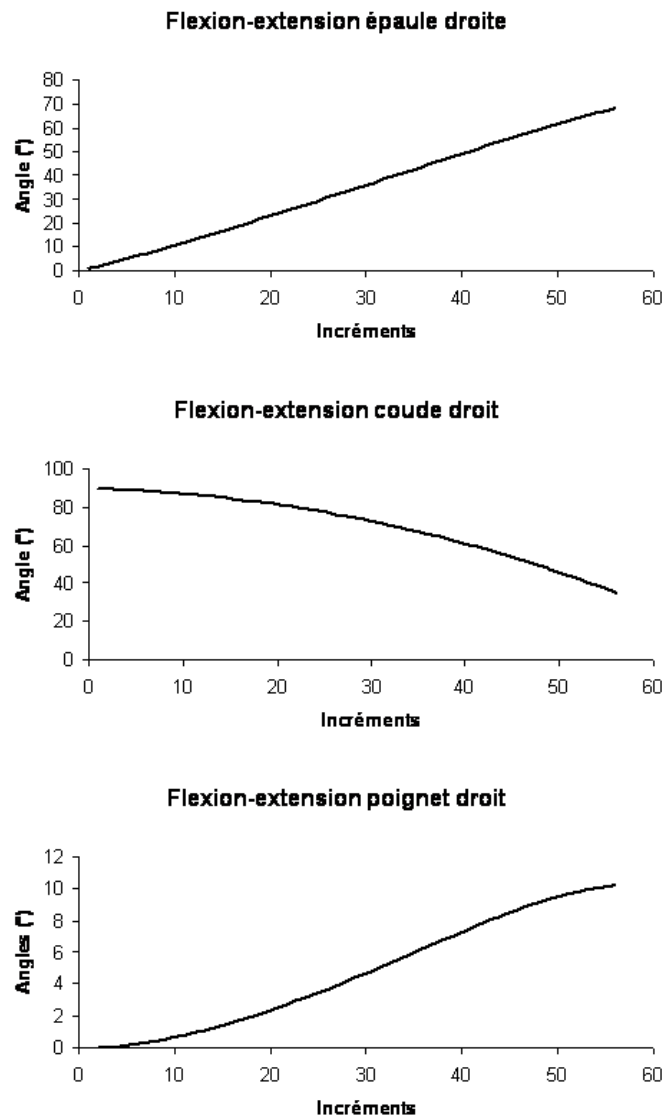


FIG. 5.19 – Évolution articulaire de l'épaule, du coude et du poignet du mannequin lors d'un mouvement simulé dans le plan vertical avec le bras plié en posture initiale

trajectoires dans l'espace articulaire des liaisons permettant les mouvements de flexion-extension de l'épaule, du coude et du poignet suivent une fonction monotone croissante régulière. La figure 5.19 présente les trajectoires dans l'espace articulaire des liaisons permettant les mouvements de flexion-extension de l'épaule, du coude et du poignet du mannequin lors de la simulation d'un mouvement dans le plan vertical avec le bras plié en posture initiale. Nous constatons que les trajectoires articulaires de ces articulations significatives obtenues lors de notre simulation ont des profils semblables à ceux obtenus lors de l'étude de Søechting et Lacquaniti pour des mouvements capturés.

Couplage entre les liaisons

L'état de l'art de l'analyse de ce mouvement spécifique dans le plan vertical avec le bras plié en posture initiale a révélé l'existence d'un couplage entre certaines liaisons, notamment entre les liaisons permettant les mouvements de flexion-extension de l'épaule et du coude. Lors de la simulation de ce mouvement par nos algorithmes,

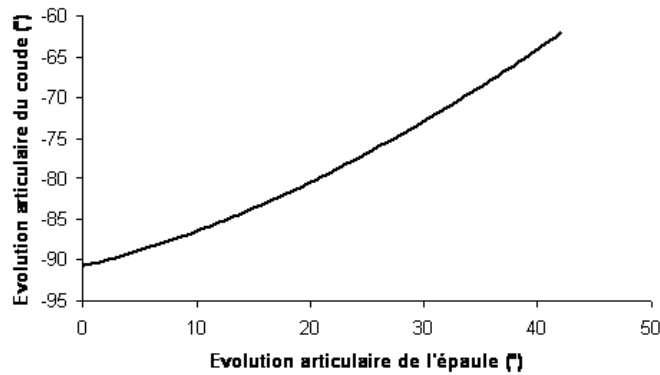


FIG. 5.20 – Évolution articulaire du coude en fonction de l'évolution articulaire de l'épaule lors d'un mouvement dans le plan vertical avec le bras plié en posture initiale

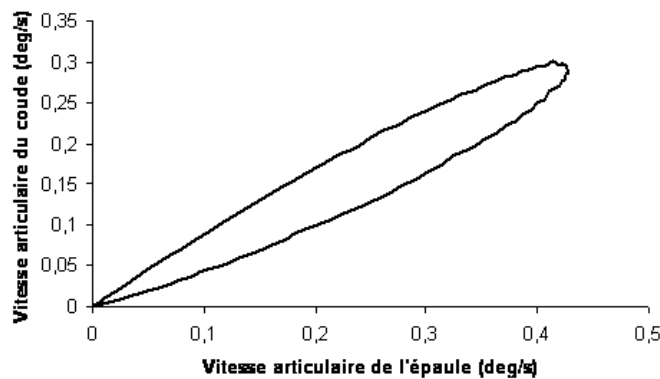


FIG. 5.21 – Vitesse articulaire du coude en fonction de la vitesse articulaire de l'épaule lors d'un mouvement dans le plan vertical avec le bras plié en posture initiale

nous observons également qu'il existe un couplage entre le coude et l'épaule : en effet, l'évolution de la liaison permettant les mouvements de flexion-extension du coude en fonction de la liaison permettant les mouvements de flexion-extension de l'épaule suit un profil approximativement linéaire (FIG. 5.20), profil également observé lors de l'étude de mouvements capturés par Søechting et Lacquaniti [Soechting J.F. 81] [Lacquaniti F. 82] (voir au chapitre 3 les profils des courbes expérimentales obtenus lors des essais de Søechting et Lacquaniti).

De plus, ces mêmes études expérimentales font mention d'un couplage en vitesse entre les articulations du coude et de l'épaule : en effet, l'évolution de la vitesse articulaire de la liaison permettant les mouvements de flexion-extension du coude en fonction de la vitesse articulaire de la liaison permettant les mouvements de flexion-extension de l'épaule suit une forme d'ellipsoïde (voir au chapitre 3 les profils des courbes expérimentales obtenus lors des essais de Søechting et Lacquaniti d'une part et de Kaminski et al. d'autre part). Durant nos simulations, nous observons également ce couplage en vitesse entre les articulations du coude et de l'épaule : la forme de la vitesse articulaire du coude en fonction de la vitesse articulaire de l'épaule a bien un profil d'ellipsoïde (FIG. 5.21).

Analyse

Lors de la simulation de ce mouvement spécifique dans le plan vertical avec le bras plié en posture initiale, nous

obtenons les mêmes résultats caractéristiques que ceux obtenus par Soechting et Lacquaniti [Soechting J.F. 81] [Lacquaniti F. 82] lors de leurs études physiologiques :

- Tout d’abord, sur la forme de la trajectoire cartésienne : la trajectoire de la main dans l’espace cartésien suit une ligne droite puisque, étant donné l’évolution des valeurs singulières minimales σ_{min} , le schéma de filtrage ne s’enclenche pas durant ce mouvement. On peut donc relier la forme de cette trajectoire au fait que la valeur singulière minimale reste supérieure à une valeur seuil. Le filtrage ainsi que son intervalle d’action identifié précédemment permettent de prédire la forme de la trajectoire cartésienne. Notons qu’en déplaçant légèrement ce seuil, nous produirions une trajectoire légèrement courbée semblable à celles mesurées sur certains sujets.
- Ensuite, sur le plan de la pondération :
 1. les trajectoires dans l’espace articulaire des liaisons permettant les mouvements de flexion-extension de l’épaule, du coude et du poignet ont les mêmes profils suivant une fonction monotone croissante régulière,
 2. l’évolution articulaire de la liaison permettant les mouvements de flexion-extension du coude en fonction de la liaison permettant les mouvements de flexion-extension de l’épaule suit un profil approximativement linéaire,

Les caractéristiques observées sur les mesures et en simulation indiquent que le schéma de pondération fournit une coordination articulaire proche du réel sur ce mouvement.

- Enfin, sur le plan du profil temporel : l’évolution de la vitesse articulaire de la liaison permettant les mouvements de flexion-extension du coude en fonction de la vitesse articulaire de la liaison permettant les mouvements de flexion-extension de l’épaule suit une forme d’ellipsoïde. L’ellipsoïde obtenu (FIG. 5.21) est la combinaison du profil linéaire présenté à la figure FIG. 5.20 et de la loi de mouvement $s(t)$ qui minimise le jerk présentée au chapitre 3. On peut donc l’obtenir comme résultat de la décomposition d’une part en la recherche d’une trajectoire articulaire $\mathbf{q}(\mathbf{s})$ qui est obtenu par notre schéma cinématique puis par l’application de la loi temporelle $s(t)$.

Ces différents éléments indiquent que la forme de la trajectoire cartésienne et la coordination articulaire produites par notre schéma de génération de mouvement sont cohérents, sur ce mouvement, avec les mesures effectuées sur des humains.

5.1.4 Conclusions

Dans ce paragraphe, nous jugeons le réalisme des mouvements générés par nos algorithmes en comparant les résultats simulés avec les données issues de la littérature et des études expérimentales que nous avons effectuées sur des sujets réels. Nous testons les deux schémas de filtrage que nous avons développés (l’un déclenchant sur les valeurs singulières minimales de J et l’autre sur celles de \tilde{J}), ainsi que 2 stratégies, à savoir une stratégie de déclenchement du filtrage avec un coefficient α_{max} constant et une stratégie de déclenchement du filtrage avec α_{max} variable.

Lors de notre étude expérimentale effectuée sur 10 sujets pour un mouvement dans le plan vertical ou le bras est tendu en posture initiale, les trajectoires de la main dans l’espace cartésien sont légèrement courbées dans le plan vertical. Les mouvements issus de nos algorithmes génèrent des trajectoire de la main dans l’espace cartésien plus ou moins courbées dans le bon sens en fonction du paramétrage des schémas de filtrage (δq_{max}),

	plan vertical				plan horizontal			
	J		\tilde{J}		J		\tilde{J}	
	α_{max} constant	α_{max} variable	α_{max} constant	α_{max} variable	α_{max} constant	α_{max} variable	α_{max} constant	α_{max} variable
δq_{max}	0.027	0.022	0.04	0.026	0.028	0.022	0.04	0.025

TAB. 5.6 – Synthèse des meilleurs paramétrages de δq_{max} en fonction du schéma et de la stratégie utilisés pour des mouvements dans le plan horizontal et vertical

des schémas (déclenchement sur les σ_{min} ou les $\tilde{\sigma}_{min}$) et des stratégies (α_{max} constant ou variable) utilisés. Ainsi, lorsque le schéma de filtrage se déclenche, la trajectoire de la main dans l'espace cartésien s'écarte de la ligne droite imposée en consigne.

Nous validons également nos résultats en simulant des mouvements dans le plan horizontal. En effet, c'est durant ces simulations que nous distinguons le mieux les différences entre les deux schémas et stratégies de filtrage mis en place. Alors que pour une stratégie de déclenchement du filtrage avec α_{max} fixe le schéma de filtrage s'enclenche en fonction de l'évolution de σ_{min} , le schéma de filtrage pour une stratégie de déclenchement du filtrage avec α_{max} variable s'enclenche lorsque la consigne imposée $\delta \mathbf{X}$ se dirige vers la direction de la singularité $\delta \mathbf{X}_s$ (lorsque le bras se tend pour atteindre un point éloigné), même pour des valeurs de σ_{min} élevées. La différence majeure entre les 2 schémas de filtrage mis en œuvre vient essentiellement de la différence de conditionnement des matrices jacobienes J et \tilde{J} . En effet, étant donné que la matrice J a un meilleur conditionnement que la matrice \tilde{J} , les profils des valeurs singulières minimales σ_{min} et $\tilde{\sigma}_{min}$ sont différents (les $\tilde{\sigma}_{min}$ les plus faibles sont accentuées avec un schéma de filtrage déclenchant sur les $\tilde{\sigma}_{min}$ de la matrice \tilde{J}).

Enfin, nous jugeons le réalisme des mouvements générés en simulant un mouvement dans le plan vertical avec le bras plié en posture initiale. Les résultats obtenus par simulation ont les mêmes caractéristiques que lors d'un mouvement capturé : la trajectoire de la main dans l'espace cartésien suit une ligne droite, les mêmes trajectoires articulaires de l'épaule, du coude et du poignet ainsi que l'existence d'un couplage, aussi bien au niveau articulaire que des vitesses articulaire, entre les articulations de l'épaule et du coude.

Quel que soit le mouvement étudié, nous constatons que les valeurs de conditionnement des matrices jacobienes sont toujours relativement bonnes par comparaison avec les valeurs obtenues pour des systèmes en configurations singulières par exemple. Enfin, quelle que soit la stratégie de filtrage utilisée (avec α_{max} constant ou variable), la plage durant laquelle le filtrage peut être active est plus importante avec un schéma déclenchant sur les valeurs singulières de \tilde{J} qu'avec un schéma déclenchant sur les valeurs singulières de J . Cependant, les 2 schémas de filtrage ont la même sensibilité pour le déclenchement du filtrage puisqu'il convient de faire varier le ratio $\frac{\delta \mathbf{X}}{\delta q_{max}}$ au centième (les valeurs de δq_{max} imposées étant sensibles au millièmè) pour arriver au résultats souhaité. Enfin, quel que soit le schéma et la stratégie utilisés, nous constatons qu'il existe un paramétrage de δq_{max} "optimum" permettant d'obtenir les résultats les plus proches de ceux obtenus lors des expérimentations sur des sujets réels (TAB. 5.6).

Il convient donc de trouver un compromis pour obtenir un mouvement réaliste : en effet, lorsque le schéma de filtrage s'enclenche, la trajectoire de la main dans l'espace cartésien est courbée et semble proche de celle observée lors de nos essais expérimentaux sur sujets réels pour certains cas, mais nous observons une erreur de position finale de la main qui n'atteint pas la cible spécifiée lorsqu'elle ne suit pas la ligne droite imposée. Inversement, quand le schéma de filtrage n'est pas actif, nous n'observons pas d'erreur de positionnement de la main, mais les trajectoires de la main dans l'espace cartésien suivent une ligne droite qui ne semble pas être la trajectoire

naturellement suivie par l'humain dans certains cas (dans le plan vertical ou en bout d'espace de travail du bras par exemple). Enfin, il convient de noter que lors de toutes les simulations effectuées, aucune variable articulaire ne dépasse ses valeurs de butée (condition essentielle lorsque l'on souhaite générer des mouvements réalistes).

A partir de ces différentes combinaisons de schémas et de stratégies, nous avons simulé des mouvements caractéristiques et comparé les résultats obtenus avec ceux issus d'essais expérimentaux. Bien que nous ayons extrait des valeurs moyennes des résultats expérimentaux afin de caractériser au mieux ces mouvements, il convient de rappeler qu'il existe une grande variabilité au niveau de ces résultats produits par des sujets réels. En effet, les résultats obtenus lors de ces essais expérimentaux peuvent être différents d'un sujet à l'autre. Ainsi, il semble que l'utilisation d'un schéma de filtrage déclenchant sur les valeurs singulières minimales de J et une stratégie de déclenchement du filtrage pour un coefficient α_{max} constant fournit de meilleurs résultats pour la simulation de mouvements dans le plan horizontal et vertical par comparaison avec les moyennes des valeurs moyennes des 10 sujets. Cependant, il peut être intéressant d'utiliser d'autres combinaisons (schéma-stratégie) lors de nos simulations pour obtenir des caractéristiques différentes.

5.2 OLARGE-TMS

Nous avons développé une solution logicielle permettant de simuler en 3D un opérateur évoluant dans son espace de travail. Cette solution, appelée OLARGE-TMS (Outil Logiciel d'Aide à la Réduction de GESTes pouvant conduire à des TMS) génère de manière automatique des mouvements réalistes et propose également des indicateurs pertinents qui pourront être utiles pour aider à la conception et à l'aménagement de poste de travail. Cet outil devant être simple, intuitif et rapide à utiliser, doit également être facilement paramétrable et modulaire [Hue V. 07a].

5.2.1 Logiciels utilisés

La solution choisie se décompose en deux parties principales : une partie calcul et une partie saisie des entrées - visualisation des résultats. Nous avons fait le choix de logiciels Open Source¹ pour le développement de notre application. Ainsi, les algorithmes de génération de mouvement ont été développés avec Scilab et la visualisation de notre solution logicielle a été développée avec GDHE.

Un logiciel de calcul numérique : Scilab²

Scilab est un logiciel de calcul numérique développé par des chercheurs de l'INRIA (Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique) et de l'ENPC (École Nationale des Ponts et Chaussées) depuis 1990. Distribué gratuitement et en open source, Scilab est une alternative gratuite aux autres programmes de calcul numérique, tel que Matlab distribué par The MathWorks³, pour les applications scientifiques et d'ingénierie (création du Scilab Consortium en 2003 auquel de nombreuses entreprises se sont jointes).

Scilab dispose de nombreuses fonctions mathématiques et offre la possibilité d'interagir avec des programmes de différents langages (C, Fortran ...). Des structures de données avancées sont également disponibles (listes, polynômes, systèmes linéaires ...) ainsi que des outils de visualisation et d'interface avancés (graphiques 2D et 3D, boîtes de dialogue ...).

¹licence de logiciel dont les principaux critères sont : une libre redistribution, un code source disponible et des travaux dérivés possibles

²<http://www.scilab.org/>

³<http://www.mathworks.fr/>

Un programme de visualisation 3D : GDHE⁴

GDHE (Graphic Display for Hilare Experiments) est un outil open source de visualisation 3D en temps réel utilisant les bibliothèques d'affichage OpenGL. Cet outil a été développé par le LAAS (Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes)-CNRS(Centre National de la Recherche Scientifique) pour l'animation de modèles géométriques, en particulier pour des applications de robotique. Cet environnement graphique est entièrement programmable par l'intermédiaire de scripts Tcl/Tk et peut être lié à des programmes externes (notamment Scilab).

5.2.2 Structure de la solution logicielle

La structure de la solution logicielle se compose de trois parties [Hue V. 07b] (FIG. 5.22) :

- une partie de saisie des consignes d'entrées, sous GDHE, permettant d'insérer et de paramétrer un ou plusieurs mannequins, de saisir une ou plusieurs séquences de mouvements et d'insérer un environnement 3D,
- une phase de traitement des données d'entrées permettant la génération de mouvement humain (sous Scilab),
- une phase de visualisation des sorties, sous GDHE, proposant à l'utilisateur une animation 3D du mannequin dans son espace de travail et des indicateurs.

A partir de cette structure de base en boucle ouverte, il est possible de boucler le système. Ainsi, l'analyse des données de sortie peut entraîner une modification des données d'entrée : par exemple, après une analyse posturale obtenue lors d'une première simulation, l'utilisateur peut décider de modifier la posture initiale du mannequin pour tenter de diminuer le temps passé par certaines articulations dans des zones peu recommandées ou dangereuses et donc améliorer les conditions de travail de l'opérateur ou bien l'utilisateur peut effectuer une étude d'atteignabilité ou d'encombrement d'un poste en modifiant l'agencement du mobilier ou la séquence de mouvements.

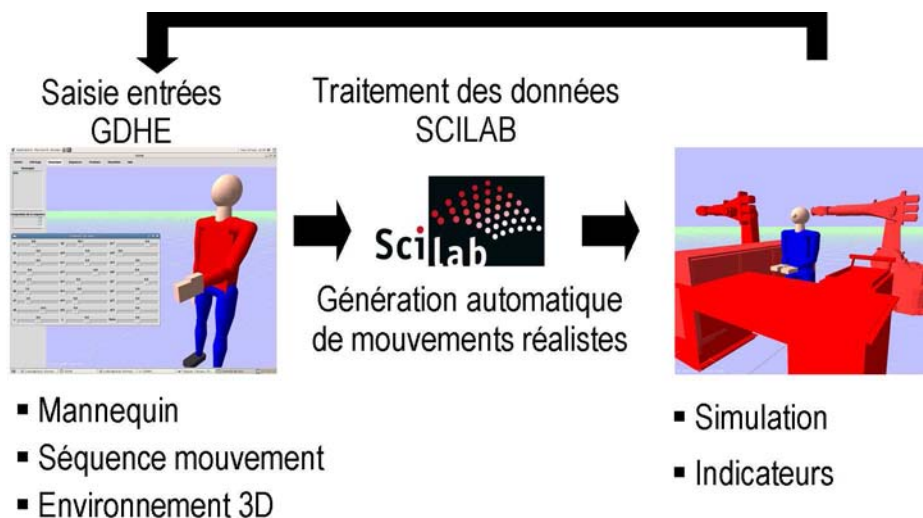


FIG. 5.22 – Structure de la solution logicielle OLARGE-TMS

⁴<http://www.laas.fr/~matthieu/gdhe>

Nous allons à présent détailler rapidement ces 3 parties de la solution logicielle.

5.2.2.1 Saisie des entrées

Mannequin

Il est possible d'insérer et de paramétrer un ou plusieurs mannequin. Ainsi, lors de l'insertion d'un mannequin, l'utilisateur devra saisir un nom, donner une taille et situer le mannequin dans l'espace 3D. Par la suite, l'utilisateur devra paramétrer le mannequin en le mettant dans une posture initiale soit à partir d'une bibliothèque de postures standards (debout, buste droit, penché ou tourné, ...) soit en pilotant directement les 23 DDL du mannequin (MGD). De plus, l'opérateur peut également modifier les limites articulaires du mannequin. Toute cette paramétrisation du mannequin s'effectue à l'aide de différentes fenêtres (FIG. 5.23).

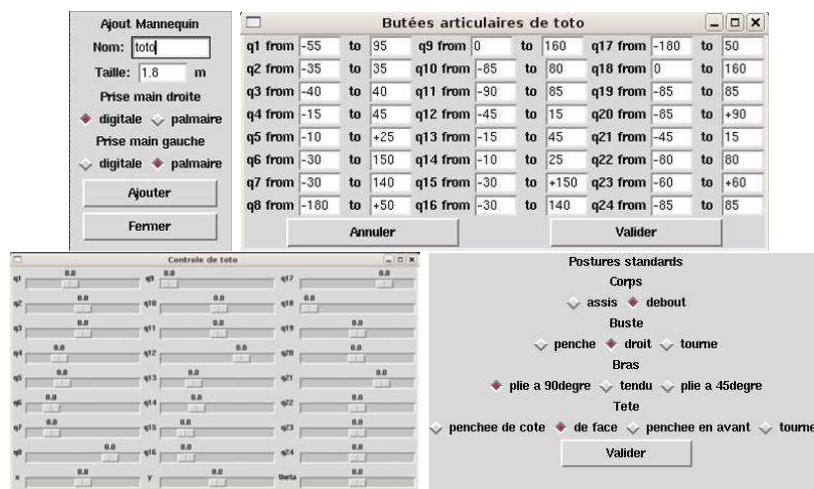


FIG. 5.23 – Fenêtres de paramétrage du mannequin : insertion, butées articulaires, modèle géométrique direct et postures standards

Séquence mouvements

L'utilisateur doit ensuite décrire intuitivement les tâches à effectuer par le mannequin. Pour cela, l'utilisateur doit indiquer pour chaque point à atteindre : les positions et orientations des mains, le type de prise (digitale ou palmaire), le poids dans chaque main (information utile pour le calcul des efforts statiques) et les stratégies d'orientation des main (pourcentage du mouvement à partir duquel la phase d'orientation s'enclenche).

Environnement 3D

Enfin, s'il le désire, l'utilisateur peut insérer et positionner des objets dans l'environnement 3D de notre solution logicielle (FIG. 5.25). Pour cela, il peut soit insérer du mobilier existant à partir de bibliothèques, soit insérer du mobilier issu de fichier CAO standards. Ainsi, un convertisseur de fichiers STL (STereoLithography : extension utilisée par des logiciels CAO tels que AutoCad, Catia ou SolidWorks) en fichier Tcl à été développé. A noter que la solution logicielle ne gère pas actuellement la détection de collision (entre le mannequin et l'environnement ou entre les différents membres du mannequin).

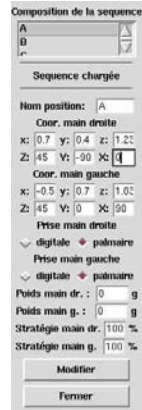


FIG. 5.24 – Fenêtre de saisie de la séquence de mouvement à simuler

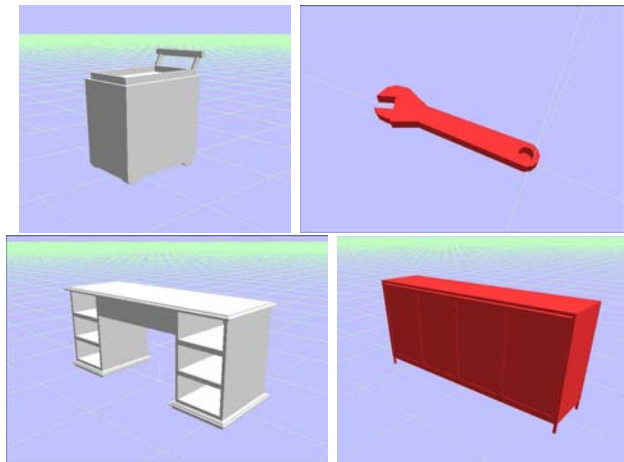


FIG. 5.25 – Exemple d'objets CAO insérés dans l'environnement 3D

5.2.2.2 Traitements des données

Pour un mannequin dans une posture initiale et une séquence de situations des mains, les algorithmes de génération automatique de mouvement produisent des postures, sans dépassement des limites articulaires, par utilisation des méthodes présentées au chapitre 4.

5.2.2.3 Visualisation des sorties

Au final, notre solution logicielle propose une animation du mannequin en 3D avec visualisation des zones de confort établies par l'INRS (chapitre 1). De plus, l'utilisateur a accès aux différents indicateurs (position et orientation, valeurs angulaires, vitesses angulaires, efforts statiques, pourcentage de temps passé par une articulation dans une zone non recommandée voire dangereuse) calculés lors du traitement des données et qui peuvent être par la suite analysés et exploités pour la modification du poste de travail étudié.

5.3 Exemple de simulation

Notre objectif initial était le développement d'un outil de représentation et d'animation graphique permettant d'analyser les postures et les mouvements d'un opérateur pour la conception ou l'analyse de postes de travail.

	main droite						main gauche					
	X	Y	Z	rot / Z	rot / Y	rot / X	X	Y	Z	rot / Z	rot / Y	rot / X
a)	0.7	0.4	1.25	45	-90	0	-0.5	0.7	1.05	45	0	90
b)	0	0.25	1.45	90	-90	0	0	0.25	1.45	-90	0	90
c)	-0.1	0.6	1.05	135	-90	0	-0.1	0.5	1.25	-45	-90	0
d)	0.2	0.4	1.25	0	0	90	0.1	0.5	1.25	-45	0	90
e)	0.1	0.4	1.15	90	-90	0	0.1	0.4	1.15	-90	0	90
f)	0.05	0.4	1.05	90	-90	0	-0.05	0.4	1.05	-90	90	0

TAB. 5.7 – Positions et orientations des mains pour le poste d'assemblage de filtre automobile

Nous allons à présent utiliser notre outil logiciel pour simuler un poste de travail industriel concret.

5.3.1 Poste d'assemblage de filtre automobile

Le poste simulé est un poste existant de collage et d'assemblage de filtres automobiles (des simulations d'autres postes de travail sont présentées dans [Hue V. 06][Fourquet J. Y. 07]). A partir d'un film vidéo de l'opératrice au travail, nous avons extrait une séquence de 6 positions clés (FIG. 5.26). Tout d'abord, l'opératrice doit prendre un filtre à coller arrivant d'un convoyeur sur sa gauche pendant qu'elle dépose un filtre collé dans un convoyeur sur sa droite (posture a)). L'opératrice doit ensuite ramener le filtre à coller vers elle (posture b)), le passer dans une machine à colle se situant en face d'elle (posture c)), coller entre eux les embouts du filtre (postures d) et e)), compresser le filtre sur le plan de travail (posture f)) et enfin déposer le filtre collé dans un convoyeur sur sa droite en prenant en même temps un nouveau filtre à coller arrivant d'un convoyeur sur sa gauche (retour à la posture a)).

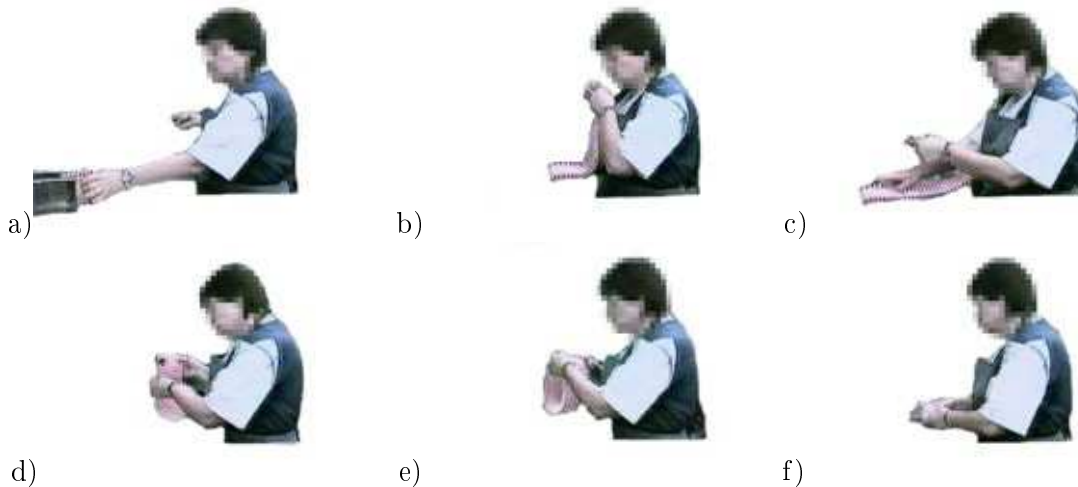


FIG. 5.26 – Séquence de positions clés du poste d'assemblage de filtre automobile

A partir de la configuration initiale de l'opératrice et des 6 positions clés représentant les différents points à atteindre, nous en déduisons les différentes consignes à imposer aux mains (FIG. 5.7) et nous simulons l'opératrice sur son poste de travail grâce à nos algorithmes de génération de mouvements. La figure 5.27 propose les évolutions du conditionnement (κ), de la valeur singulière minimale (σ_{min}), du coefficient de filtrage (α) et des trajectoires des mains droite et gauche dans le plan horizontal durant cette séquence de mouvements.

Tout d'abord, nous constatons que les ordres de grandeur des valeurs de conditionnement (compris entre 3

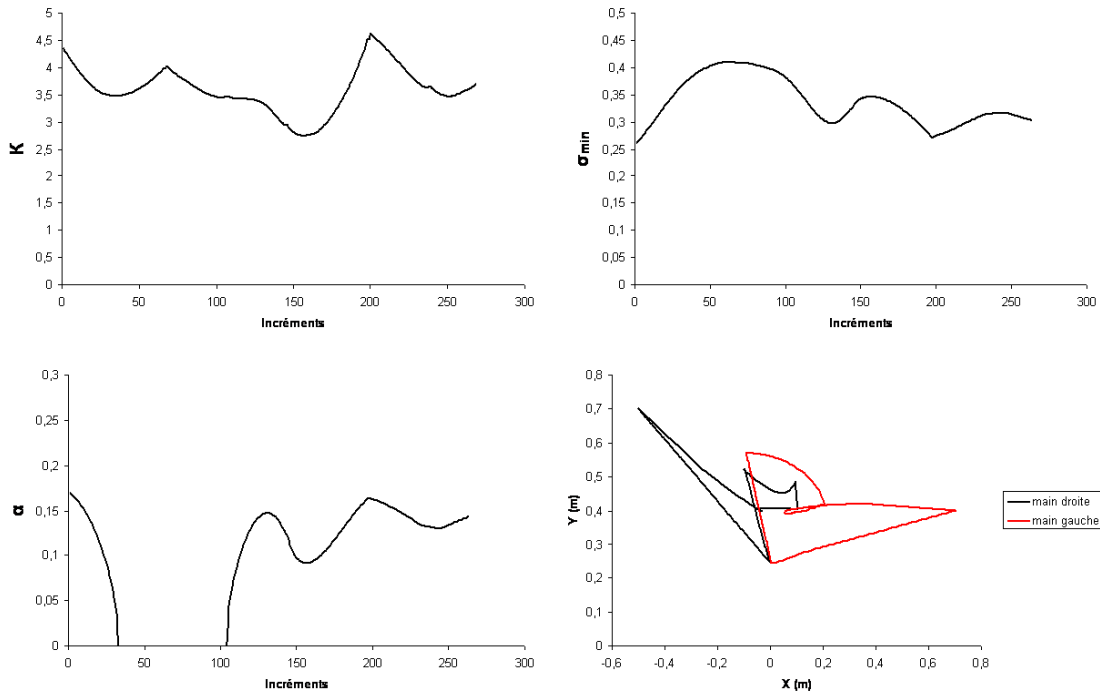


FIG. 5.27 – Conditionnement (κ), valeur singulière minimale (σ_{min}), coefficient de filtrage (α) et trajectoires des mains droite et gauche dans le plan horizontal lors de la simulation du poste d’assemblage de filtre automobile

et 5) et de valeur singulière minimale (évoluant entre 0.25 et 0.4) sont semblables à ceux observés lors des essais précédents. De plus, pour une valeur de $\delta q_{max} = 0.027$, $\alpha_{max} = 0.18$ et $2\alpha_{max} = 0.37$. Ainsi, pour des valeurs de σ_{min} comprises entre α_{max} et $2\alpha_{max}$, le schéma de filtrage s’enclenche (du début du mouvement à l’incrément 30 et de l’incrément 105 à la fin du mouvement, FIG. 5.27). Lorsque σ_{min} est supérieur à $2\alpha_{max}$, le schéma de filtrage ne s’enclenche pas (de l’incrément 30 à l’incrément 105, FIG. 5.27). De ce fait, nous observons que les trajectoires des mains gauche et droite dans le plan horizontal sont courbées (FIG. 5.27).

La figure 5.28 propose la simulation 3D des mouvements de l’opératrice générés par nos algorithmes, figure sur laquelle nous retrouvons les 6 positions clés imposées en consigne. De plus, nous observons une animation du mannequin en 3D avec visualisation des zones de confort (une angulation acceptable d’une articulation est modélisée par une coloration en bleu du membre en aval de l’articulation, une angulation pas recommandée d’une articulation est modélisée par une coloration en orange du membre en aval de l’articulation, enfin une angulation dangereuse d’une articulation est modélisée par une coloration en rouge du membre en aval de l’articulation). Ainsi, nous observons à la figure 5.29 que les clavicules et les complexes articulaires des épaules sont fortement sollicités sur un tel poste d’assemblage (ces articulations étant une grande partie du temps en zone peu recommandée, voir même dangereuse dans certaines postures pour la clavicule et le complexe articulaire de l’épaule droite). Les articulations des coudes semblent moins sollicitées tandis que le buste n’est que très rarement en configuration non recommandée.

Enfin, la figure 5.29 présente l’évolution des variables articulaires durant le mouvement ainsi que les valeurs de butées minimale et maximale de chaque liaison.

Un critère essentiel lorsqu’on s’intéresse à l’étude et l’analyse du mouvement humain est le respect des butées articulaires : les mouvements que nous générons respectent bien ce critère puisque, lors de la simulation d’un

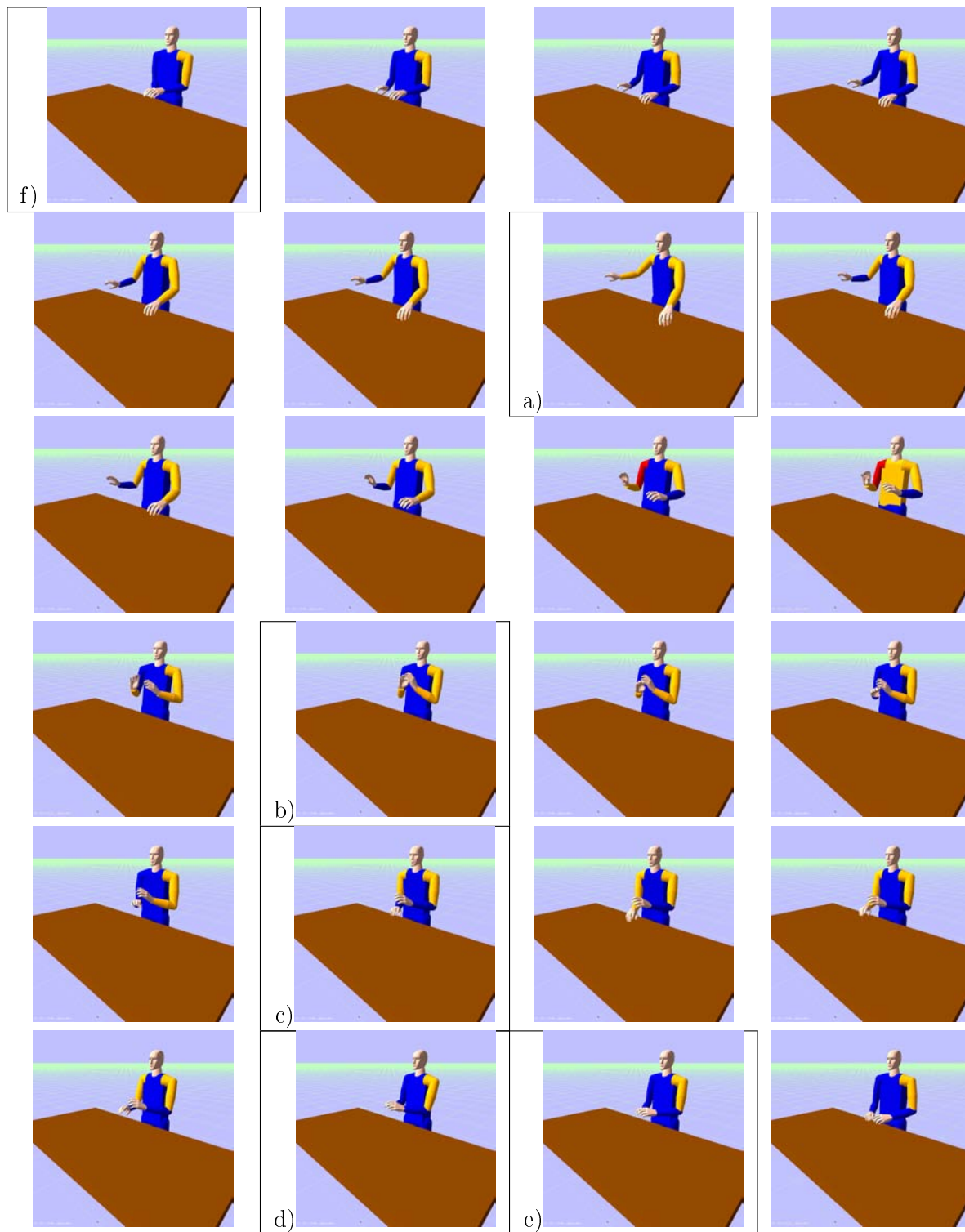


FIG. 5.28 – Simulation du poste d'assemblage de filtre automobile

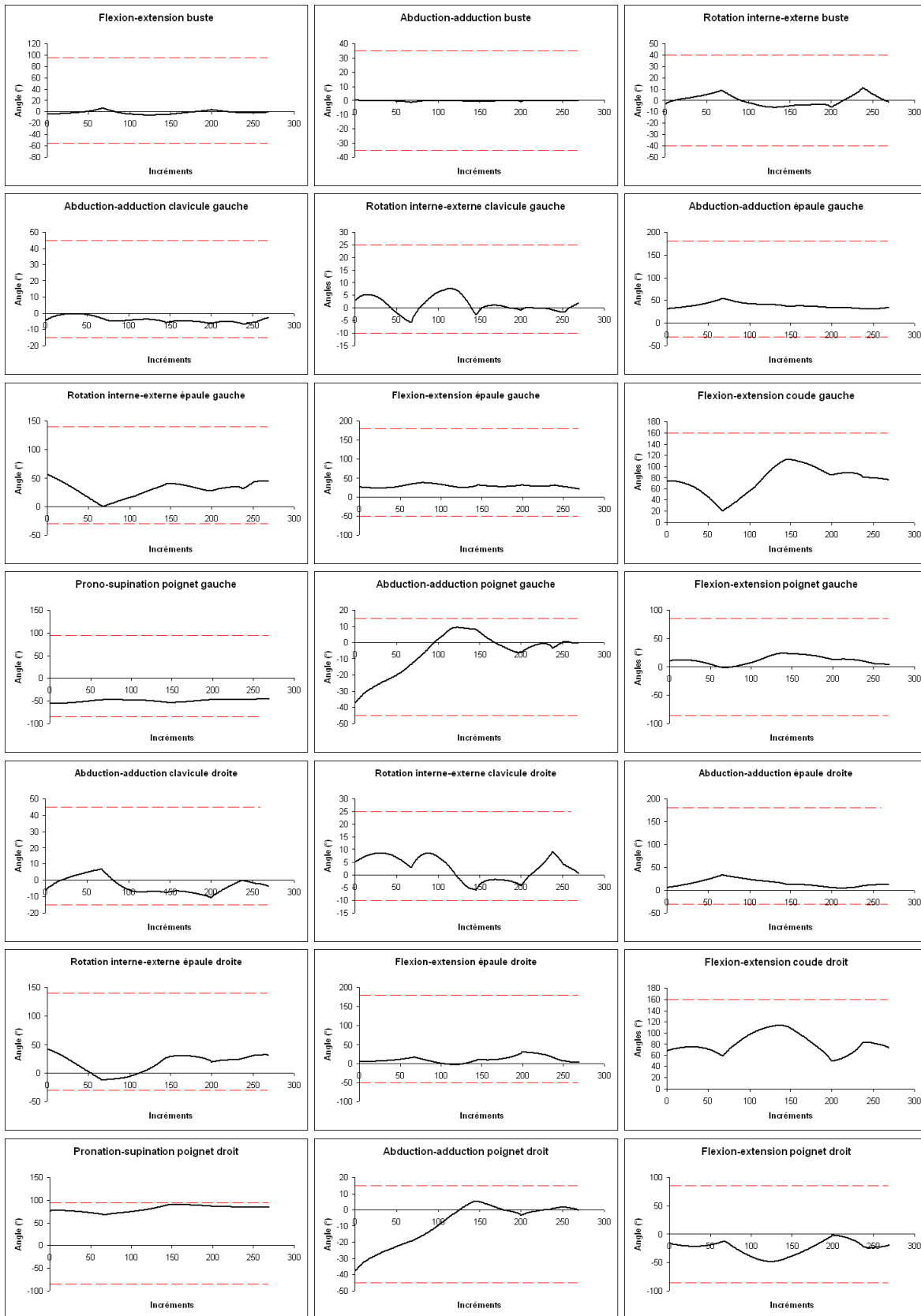


FIG. 5.29 – Évolution des variables articulaires et butées articulaires pour la simulation du poste d'assemblage de filtre automobile

poste de travail réel, aucune valeur d'articulation ne dépasse les valeurs de butées articulaires. Ainsi, lorsque certaines liaisons évoluent à proximité de leurs valeurs limites de butées (comme par exemple les mouvements de prono-supination du poignet droit), nous observons que la composante du potentiel répulsif de la tâche secondaire tend à repousser l'évolution de ces liaisons des valeurs de butées articulaires. Grâce à l'influence de la tâche secondaire, aucune liaison ne dépasse ses butées articulaires. De plus, l'application de la zone atteignable fonctionne correctement puisque les liaisons modélisant les mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction du buste varient très peu. Ainsi, seuls les mouvements de rotation interne-externe permettent au buste de s'orienter. Nous observons également que les poignets (dont le rôle est d'orienter la main) sont fortement sollicités du fait notamment du faible poids appliqué dans la pseudo-inverse pondérée.

5.4 Conclusions

- Dans ce chapitre, nous avons présenté les résultats obtenus avec nos schémas de génération de mouvement :
- sur une série de mouvements tests afin de comparer les résultats aux mesures collectées au chapitre 3 sur des humains
 - puis, sur un poste de travail représentatif afin de qualifier les résultats obtenus sur les mouvements tests dans un contexte industriel.

Concernant les mouvements tests, nous avons montré qu'on peut agir de manière pertinente sur la forme de la trajectoire cartésienne à partir de techniques de filtrage sur les valeurs singulières d'un modèle cinématique, pondéré ou non. Les résultats corroborent l'idée selon laquelle la ligne droite n'est la solution qu'à condition de ne pas imposer un ratio $\frac{\delta \mathbf{X}}{\delta q_{max}}$ trop élevé. Nous avons également illustré sur un mouvement particulier comment les différentes composantes du schéma proposé (pondération, filtrage, évitement des butées articulaires) amenaient à un profil de coordination articulaire proche de celui obtenu sur des humains.

Dans une deuxième partie, nous avons présenté l'environnement logiciel, intégrant le schéma de génération de mouvement, que nous avons développé afin de saisir et simuler les tâches sur poste de travail.

Enfin, nous avons illustré sur un exemple significatif dans le domaine de l'assemblage de composants pour l'automobile, les mouvements produits par notre solution et l'adéquation entre le contexte industriel et les réglages et observations effectués sur les mouvements tests.

Conclusion

Ce mémoire présente nos travaux de recherche concernant la génération automatique de postures et de déplacements réalistes à partir de définitions pratiques de tâches à réaliser et de l'état de l'art sur le mouvement humain.

Dans une première partie, nous avons défini le contexte et les objectifs de notre démarche. Face à l'explosion du nombre des TMS au travail, notre étude se focalise sur l'analyse des postures susceptibles d'engendrer des TMS. Nous restreignons notre étude aux postes de travail répétitifs où un opérateur, qui a un mode opératoire à respecter, effectue les mêmes actions en atteignant les mêmes points de manière cyclique. Ainsi, nous ne nous intéressons qu'à l'étude de postes industriels caractérisés par des mouvements d'atteinte, de saisie, d'assemblage et de transport d'objets ne mettant en jeu que la partie haute du corps de l'opérateur (buste, membres supérieurs et tête) pour des postures debout ou assises. Les différentes familles de méthodes et outils utilisés pour l'évaluation et la conception de poste de travail sont ensuite analysées (en présentant les avantages, les inconvénients et le type d'utilisateurs de ces méthodes) : les méthodes spécifiquement destinés à diminuer les risques de TMS, les mannequins numériques, et enfin les méthodes d'analyse de temps de cycle. Enfin, étant donné que nous souhaitons générer automatiquement des postures et de déplacements réalistes, nous présentons les trois grandes familles de méthodes couramment employées en animation et simulation 3D par ordinateur pour la génération de mouvement : les méthodes qui permettent de générer un mouvement à partir d'un mouvement de référence (motion capture), les méthodes de la cinématique et de la dynamique.

Dans une deuxième partie, nous avons présenté les hypothèses retenues pour la modélisation de la tâche à effectuer et de l'opérateur humain. Ainsi, nous avons défini le type de tâche, naturellement définie dans l'espace opérationnel, que nous souhaitons réaliser de manière automatique par un opérateur virtuel. Par la suite, après avoir rappelé quelques notions anatomiques (zones corporelles de la partie haute du corps et leurs mouvements principaux), nous avons présenté les hypothèses simplificatrices que nous avons retenues en fonction de notre cadre applicatif pour la modélisation de l'humain : la partie haute du corps est modélisée par une structure arborescente à 23 DDL (liaisons rotoïdes idéales) avec 3 chaînes cinématiques simples où le buste, base de notre structure, est la partie commune aux 3 chaînes cinématiques. Notre modélisation de l'humain, bien que simplifiée, tient compte d'un certain nombre de caractéristiques physiologiques (valeurs anthropométriques, butées articulaires, masses et paramètres inertiels) qui sont intégrés au modèle. Enfin, la notion de redondance

a été introduite en cette fin de seconde partie. Ainsi, étant donné que la tâche est naturellement définie dans l'espace opérationnel, la génération automatique de mouvement revient à trouver une relation valide entre l'espace généralisé, où est définie l'action des différentes articulations, et l'espace opérationnel. La redondance naturelle de l'humain, qui le conduit à pouvoir atteindre un même objectif avec diverses postures, est donc le cœur de la problématique scientifique de ce travail.

Le troisième chapitre a été consacré à un état de l'art concernant l'analyse du mouvement humain et à la collecte de résultats expérimentaux. L'objectif était double : identifier des invariants, des caractéristiques remarquables afin d'obtenir les consignes à imposer à notre mannequin et établir les stratégies de génération de mouvement d'une part, et acquérir des données de tests d'autre part. L'analyse des résultats de la littérature, mesures et principes, mène pour l'essentiel à l'établissement de tendances mais pas à la vérification de lois. Seule l'information concernant la forme des trajectoires dans l'espace de la tâche est apparue utilisable dans la cadre de notre générateur de mouvement. Nos expérimentations se sont donc focalisées sur ce point. Nous avons à la fois confirmé certains résultats sur des mouvements de l'état de l'art et fourni de nouvelles données sur des mouvements qui n'étaient pas décrits dans la littérature. L'ensemble des données collectées, issues à la fois de l'état de l'art et de nos expérimentations, constitue la base du schéma de génération proposé au chapitre 4 et fournit les éléments de comparaison pour les simulations proposées au chapitre 5.

Dans ce quatrième chapitre, nous avons défini notre stratégie générale de génération de mouvements et ses variantes. Notre démarche s'est appuyée sur la construction des modèles cinématiques et leur différentes solutions d'inversion. L'accent a été particulièrement mis sur la décomposition en valeurs singulières et sur l'utilisation qui peut en être faite pour modifier la consigne à partir d'un filtrage par les valeurs singulières les plus faibles. Ce filtrage consiste à introduire dans le schéma de pseudo-inversion un terme d'amortissement destiné à réduire l'effet des valeurs singulières minimales faibles. Il permet ainsi de modifier localement la trajectoire de consigne en pénalisant les directions qui requièrent un déplacement articulaire important. A partir du schéma principal d'inversion cinématique, des fonctions de pénalité ou de potentiel ont été mises en œuvre pour la prise en compte des contraintes inégalités et une norme pondérée a été introduite. L'ajout d'un potentiel répulsif permet l'éloignement des butées articulaires et un potentiel attractif permet de tendre vers une posture de référence. L'utilisation d'une pseudo-inverse pondérée avec des poids dynamiques fonction des moments d'inertie des segments corporels permet de plus ou moins pénaliser certaines articulations durant le mouvement. Ces différentes composantes ont été intégrées dans un schéma global. Nous avons proposé deux schémas de filtrage (le premier se déclenchant en fonction des valeurs singulières minimales de la matrice jacobienne du système et le second se déclenchant en fonction des valeurs singulières minimales de la matrice jacobienne qui tient compte de pondérations affectées aux différentes liaisons) et deux stratégies de déclenchement du filtrage (la première pour un seuil de déclenchement constant et la seconde avec un seuil de déclenchement variable durant le mouvement) afin d'agir sur les trajectoires de la main générées dans l'espace cartésien.

Enfin, la cinquième partie présente les résultats et les analyses des simulations que nous avons effectuées. Dans un premier temps, nous avons comparé les mouvements générés à ceux obtenus sur des sujets humains pour différents mouvements tests. Nous avons pu observer que la technique de filtrage s'avérait pertinente pour déformer les trajectoires de consigne et nous avons comparé les différentes variantes de notre schéma de principe. Les mouvements générés ont également permis de faire le point sur la valeur des grandeurs cinématiques mises en jeu lors de ces mouvements : conditionnement, valeur singulière minimale en particulier. Nous avons pu établir

des réglages reliant les valeurs singulières minimales et la forme des trajectoires cartésiennes qui permettent de reproduire les écarts à la droite observés lors des mouvements humains. Un mouvement test particulier de la littérature a également été étudié et a permis d'observer des résultats satisfaisants sur le plan de la coordination articulaire. Dans la deuxième partie de chapitre, après avoir présenté la solution logicielle OLARGE-TMS que nous avons développée et qui permet de simuler en 3D un opérateur évoluant dans son espace de travail, nous avons mis en œuvre le schéma global de génération de mouvement dans le cadre de la simulation d'un poste d'assemblage industriel.

Les travaux présentés dans ce mémoire ouvrent la voie à des développements futurs.

Concernant la forme des trajectoires, les schémas de filtrage développés dans ce mémoire se basent sur la valeur instantanée des valeurs singulières. Il conviendrait d'étudier les apports d'un lissage de cette stratégie afin de proposer des trajectoires se recalant sur une consigne en ligne droite plus progressive. Une pondération différente du coût du déplacement articulaire au cours de la trajectoire permettrait également de privilégier l'atteinte exacte du point cible y compris en présence de valeurs singulières très faibles. Enfin, les solutions étant filtrées sur la base d'une optimisation locale, il serait intéressant d'évaluer le coût global des trajectoires générées.

Plus largement, les extensions possibles du cadre des travaux présentés dans ce mémoire sont nombreuses. Nous ne pilotons que les 2 chaînes cinématiques correspondant aux mouvements des bras. Une première extension du générateur de mouvement consisterait à synchroniser le regard avec les mouvements d'atteinte des bras. Par ailleurs, nous avons étudié les postes de travail pour lesquels la situation du bassin est figée dans la mesure où le travail est prescrit à poste fixe, assis ou debout. Dans un grand nombre de cas, cependant, on peut envisager que la tâche requière de petits déplacements autour d'une position de référence. On entre là dans l'étude de mouvements qui impliquent une coordination du bas et du haut du corps, qui peuvent nécessiter l'étude de l'équilibre du corps complet, éventuellement en présence de points d'appuis multiples, et la problématique associée est extrêmement riche et complexe.

Bibliographie

- [Abend W. 82] Abend W., Bizzi E. & Morasso P. *Human arm trajectory formation*. Brain, vol. 105, no. 2, pages 331–348, 1982.
- [Albert A. 66] Albert A. & Sittler R. W. *A method for computing least squares estimators that keep up with the data*. J. SIAM Control Serie A, vol. 3, no. 3, 1966.
- [Aptel M. 00] Aptel M., Lafaurie S., Tronchet L. & Atain-Kouadio J.J. *OREGE : un outil simple d'évaluation des facteurs de risque biomécanique de TMS du membre supérieur*. Rapport technique, INRS, 2000.
- [Archambault P. 99] Archambault P., Pigeon P., Feldman A.G. & Levin M.F. *Recruitment and sequencing of different degrees of freedom during pointing movements involving the trunk in healthy and hemiparetic subjects*. Experimental Brain Research, vol. 126, pages 55–67, 1999.
- [Arikan O. 05] Arikan O., Forsyth D. A. & O'Brien J. F. *Pushing People Around*. Proceedings of SIGGRAPH Symposium on Computer Animation, pages 59–66, 2005.
- [Arnaldi B. 89a] Arnaldi B. *Conception du noyau d'un système d'animation de scènes tridimensionnelles intégrant les lois de la mécanique*. PhD thesis, Université de Rennes 1, 1989.
- [Arnaldi B. 89b] Arnaldi B., Dumont G., Hégron G., Magnenat-Thalmann N. & Thalmann D. *Animation control with dynamics*. in State of the Art in Computer Animation, Springer, pages 113–124, 1989.
- [Ashraf G. 00] Ashraf G. & Wong K. C. *Generating Consistent Motion Transition via Decoupled Framespace Interpolation*. EUROGRAPHICS, vol. 19, no. 3, 2000.
- [Ashraf G. 01] Ashraf G. & Wong K. C. *Constrained Framespace Interpolation*. Computer Animation, pages 61–72, 2001.
- [Atkeson C.G. 85] Atkeson C.G. & Hollerbach J.M. *Kinematic features of unrestrained arm movements*. Journal of Neuroscience, vol. 5, pages 2318–2330, 1985.
- [Aubel A. 00] Aubel A. & Thalmann D. *Realistic deformation of the human body shapes*. Proceedings of Computer Animation and Simulation, pages 125–135, 2000.
- [Aubel A. 01a] Aubel A. & Thalmann D. *Efficient muscle shape deformation*. Deformable Avatars, Kluwer Publications, pages 132–142, 2001.

- [Aubel A. 01b] Aubel A. & Thalmann D. *Interactive Modeling of the Human Musculature*. In Proceeding Computer Animation, 2001.
- [Baerlocher P. 01] Baerlocher P. *Inverse kinematics techniques of the interactive posture control of articulated figures*. PhD thesis, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL), 2001.
- [Baerlocher P. 04] Baerlocher P. & Boulic R. *An inverse kinematic architecture enforcing an arbitrary number of strict priority levels*. The Visual Computer, Springer Verlag, vol. 20, no. 6, pages 402–417, 2004.
- [Barthélemy S. 07] Barthélemy S., Bidaud P., Micaelli A. & Andriot C. *Stability Measure of Postural Dynamic Equilibrium for Humanoids*. Proceedings of the 10th International Conference on Climbing and Walking Robots (CLAWAR 2007), 2007.
- [Bennis F. 02] Bennis F., Weger P. & Caro S. *Etat de l'art de la conception robuste de mécanismes*. Proceeding Journée AIP-PRIMECA sur les méthodes non déterministes en conception intégrée, 2002.
- [Bernstein N. 67] Bernstein N. *The Co-ordination and Regulation of Movements*. Pergamon Press, 1967.
- [Berthoz A. 97] Berthoz A. *Le sens du mouvement*. 1997.
- [Bjornstrup J. 95] Bjornstrup J. *Estimation of human body segment parameters : Historical background*. Rapport technique, LIA, 1995.
- [Bodenheimer B. 97] Bodenheimer B., Rose C., Rosenthal S. & Pella J. *The process of motion capture : dealing with the data*. In Eurographics Workshop on Computer Animation and Simulation, pages 3–18, 1997.
- [Boulic R. 90] Boulic R., Magnenat-Thalmann N. & Thalmann D. *A global human walking model with real-time kinematic personification*. Visual Computer, vol. 6, no. 6, pages 344–358, 1990.
- [Boulic R. 92] Boulic R. & Thalmann D. *Combined Direct and Inverse Kinematic Control for Articulated Figure Motion Editing*. Computer Graphics Forum, vol. 2, no. 4, 1992.
- [Boulic R. 94] Boulic R., Mas R. & Thalmann D. *Inverse kinetics for center of mass position control and posture optimization*. Proc. European Workshop on Combined Real and Synthetic Image Processing for Broadcast and video Production, 1994.
- [Boulic R. 96a] Boulic R. & Mas R. *Hierarchical kinematic behaviors for complex articulated figures*. Interactive computer animation, Prentice Hall, pages 40–70, 1996.
- [Boulic R. 96b] Boulic R., Mas R. & Thalmann D. *A robust approach for the center of mass position control with inverse kinetics*. Journal of Computer and Graphics, vol. 20, no. 5, 1996.
- [Boulic R. 97] Boulic R., Bécheiraz P., Emering L. & Thalmann D. *Integration of motion control techniques for virtual human and avatar real-time animation*. Proceedings of the ACM International Symposium VRST'97, pages 111–118, 1997.

- [Boulic R. 98] Boulic R., Fua P., Herda L., Silaghi M., Monzani J.S., Nedel L. & Thalmann . *An anatomic human body for motion capture*. Proceedings in EMMSEC 98, 1998.
- [Boulic R. 00] Boulic R., Silaghi M.C. & Thalmann D. *Visualization of local movements for optimal marker positioning*. Proceedings of AMDO 00, the CPR '2000, Workshop on Articulated Motion and Deformable Objects, pages 133–144, 2000.
- [Bourgeois F. 98] Daubas-Letourneux V. Bourgeois F. Daniellou F. *TMS et évolution des conditions de travail, les actes du séminaire Paris 98*. Anact, réseau Editions, 1998.
- [Braun W. J. 96] Braun W. J., Rebollar R. & Schiller E. F. *Computer aided planning and design of manual assembly systems*. International Journal of Production Research, vol. 34, no. 8, pages 2317–2333, 1996.
- [Bruderlin A. 89] Bruderlin A. & Calvert T. W. *Goal-Directed, Dynamic Animation of Human Walking*. Proceeding on SIGGRAPH, vol. 23, no. 3, pages 233–242, 1989.
- [Bruderlin A. 95] Bruderlin A. & Williams L. *Motion signal processing*. Proceedings in SIGGRAPH95, pages 97–108, 1995.
- [Chaffin D. B. 97] Chaffin D. B. *Development of Computerized Human Static strength simulation model for job design*. Human Factors and Ergonomics in manufacturing, vol. 7, no. 4, pages 305–322, 1997.
- [Chaffin D. B. 06] Chaffin D. B., Andersson G. B. J. & Martin B. J. *Occupational Biomechanics, Fourth Edition*. 2006.
- [Choi K.J. 00] Choi K.J. & Ko H.S. *On-line motion retargetting*. The Journal Of Visualisation and Computer Animation, vol. 11, no. 5, pages 223–235, 2000.
- [Choi M. G. 03] Choi M. G., Lee J. & Shin S. Y. *Planning Biped Locomotion using Motion Capture Data and Probabilistic Roadmaps*. ACM Transactions on Graphics, vol. 22, no. 2, pages 182–203, 2003.
- [Choset H. 05] Choset H., Lynch K. M., Hutchinson S., Kantor G., Burgard W., Kavraki L. E. & Thrun S. *Principles of Robot Motion. Theory, Algorithms, and Implementation*. 2005.
- [Clauser C. E. 88] Clauser C. E., I. Tebbetts, B. Bradtmiller, J. T. Mc Conville & C. C. Gordon. *Measurer's Handbook : U.S. Army Antropometric Survey 1987-1988, Rapport n° Natick/TR-88/043*. Rapport technique, Science and Advanced Technology Directorate, U.S. Army Natick Research Massachusetts, Development and Engineering Center, 1988.
- [Coblentz A. 91] Coblentz A., Mollard R. & Renaud C. *ERGOMAN : 3D Representation of Human Operator and Man-Machine Systems*. International Journal of Human Factors in Manufacturing, vol. 1, no. 2, pages 167–178, 1991.
- [Cohen M.F. 92] Cohen M.F. *Interactive Spacetime Control for Animation*. Proceedings of SIGGRAPH Computer Graphics, vol. 26, no. 2, pages 293–302, 1992.

- [Colombini D. 98] Colombini D. *An observational method for classifying exposure to repetitive movements of the upper limb*. Ergonomics, vol. 41, no. 9, pages 1261–1289, 1998.
- [Cor 88] Corporate author Naval biodynamics LAB New Orleans LA. *Anthropometry and Mass Distribution for Human Analogues, Volume I, Military Male Aviators*, 1988.
- [Cruse H. 87] Cruse H. & Brüwer M. *The human arm as a redundant manipulator : The control of path and joint angles*. Biological Cybernetics, vol. 57, pages 137–144, 1987.
- [Culioli J.C. 94] Culioli J.C. *Introduction à l'Optimisation*. 1994.
- [Das B. 07] Das B., Shikdar A. A. & Winters T. *Workstation redesign for a repetitive drill press operation : a combined design and ergonomics approach*. Human Factors and Ergonomics in Manufacturing, vol. 17, no. 4, pages 395–410, 2007.
- [Delp S. L. 95] Delp S. L. & Loan J. P. *A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures*. Computers in Biology and Medicine, vol. 25, pages 21–34, 1995.
- [Desmurget M. 97a] Desmurget M., Jordan M., Prablanc C. & Jeannerod M. *Constrained and unconstrained movements involve different control strategies*. The Journal of Neurophysiology, vol. 77, no. 3, pages 1664–1650, 1997.
- [Desmurget M. 97b] Desmurget M. & Prablanc C. *Postural control of three-dimensional prehension movements*. The Journal of Neurophysiology, vol. 77, no. 1, pages 452–464, 1997.
- [Desmurget M. 98] Desmurget M., Grea H. & Prablanc C. *Final posture of the upper limb depends on the initial position of the hand during prehension movements*. Experimental brain research, vol. 119, pages 511–516, 1998.
- [Dombre E. 88] Dombre E. & Khalil W. *Modélisation et commande des robots*. Hermès, 1988.
- [Drillis R. 66] Drillis R. & Contini R. *Body segment parameters*. Rapport technique 1163-03, New York : Office of Vocational Rehabilitation, Department of Health, Education and Welfare, 1966.
- [Dumont G. 90] Dumont G. *Animation des scènes tridimensionnelles : la mécanique des solides comme modèle de synthèse du mouvement*. PhD thesis, Université de Rennes 1, 1990.
- [Engelbrecht S. A. 01] Engelbrecht S. A. *Minimum principles in motor control*. Journal of Mathematical Psychology, vol. 45, pages 497–542, 2001.
- [Esteves C. 05] Esteves C., Arechavaleta G. & Laumond J.P. *Motion Planning for Human-Robot Interaction in Manipulation Tasks*. Proceedings of the IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, pages 1766–1771, 2005.
- [Esteves C. 06a] Esteves C. *Planification de mouvement : du mannequin virtuel au robot humanoïde*. PhD thesis, Institut National Polytechnique de Toulouse, LAAS-CNRS, 2006.
- [Esteves C. 06b] Esteves C., Arechavaleta G., Pettré J. & Laumond J.P. *Animation Planning for Virtual Characters Cooperation*. ACM Transactions on Graphics, vol. 25, no. 2, pages 319–339, 2006.

- [Fang A C. 03] Fang A C. & Pollard N. S. *Efficient Synthesis of Physically Valid Human Motion*. Proceedings of SIGGRAPH, vol. 22, pages 417–426, 2003.
- [Flanagan J.R. 89] Flanagan J.R. & Ostry D. *Trajectories of human multi-joint arm movements : Evidence of joint level planning*. Lecture notes in Control and Information Sciences, vol. 139, pages 594–613, 1989.
- [Flash T. 85] Flash T. & Hogan N. *The coordination of arm movements : an experimentally confirmed mathematical model*. The Journal of Neuroscience, vol. 5, no. 7, pages 1688–1703, 1985.
- [Fourquet J. Y. 07] Fourquet J. Y., Hue V. & Chiron P. *OLARGE : on kinematic schemes and regularization for automatic generation of human motion and ergonomic evaluation of workplaces, 33rd annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society , IECON 2007, Taipei, Taiwan. 2007*.
- [Freivalds A. 04] Freivalds A. *Biomechanics of the upper limbs, mechanics, modelling and musculoskeletal injuries*. Rapport technique, CRC Press, Florida, USA, 2004.
- [Furukawa D. 01] Furukawa D., Mori K. & Suenaga Y. *Human spine posture estimation from video images based on connected vertebra spheres model*. In Proceedings of the Fourteenth Conference on Computer Animation, pages 174–181, 2001.
- [Garg A. 76] Garg A. *A metabolic rate prediction model for manual materials handling jobs*. PhD thesis, University of Michigan, 1976.
- [Gielen C.C.A.M. 97] Gielen C.C.A.M., Vrijenhoek E.J., Flash T. & Neggers S.F.W. *Arm Position Constraints During Pointing and Reaching in 3-D Space*. The Journal of Neurophysiology, vol. 78, no. 2, pages 660–673, 1997.
- [Girard M. 85] Girard M. & Maciejewski A.A. *Computational modeling for the computer animation of legged figures*. Proceeding of ACM SIGGRAPH, Addison Wesley, pages 263–270, 1985.
- [Gleicher M. 03] Gleicher M., Shin H. J., Kovar L. & Jepsen A. *Snap-Together Motion : Assembling Run-Time Animations*. Proceedings of Symposium on Interactive 3D Graphics, 2003.
- [Golub G. 83] Golub G. & Van Loan C. F. *Matrix Computations*. 1983.
- [Gomes S. 99] Gomes S., Sagot J. C., Koukam A. & Leroy N. *MANCEROS, a new tool providing ergonomics in a concurrent engineering design life cycle*. In 4th Annual Scientific Conference on Web Technology, New media, Communications and Telematics - Theory, Methods, Tools and Application, EUROMEDIA 99, Munich, 25-28 Avril, pages 237–241, 1999.
- [Gomez S. 99] Gomez S. *Contribution de l'analyse de l'activité au processus de conception de produits innovants, Application à la conception de systèmes de contrôle-commande automobiles*. PhD thesis, Institut National Polytechnique de Lorraine, 1999.

- [Gordon C. C. 89a] Gordon C. C., Bradtmiller B., Churchill T., Clauser C. E., Mc Conville J. T., Tebbetts I. & Walker R. A. *1988 Anthropometric survey of U.S. Army personnel : Methods and Summary Statistics, Technical Report n° Natick/TR-89/044*. Rapport technique, Science and Advanced Technology Directorate, U.S. Army Natick Research Massachusetts, Development and Engineering Center, 1989.
- [Gordon C. C. 89b] Gordon C. C., Churchill T., Clauser C. E., Bradtmiller B., Mc Conville J. T., Tebbetts I. & Walker R. A. *1988 Anthropometric survey of U.S. Army personnel : Summary statistics interim report, Rapport n° Natick/TR-89/027*. Rapport technique, Science and Advanced Technology Directorate, U.S. Army Natick Research Massachusetts, Development and Engineering Center, 1989.
- [Gourret J.P. 89] Gourret J.P. & Magnenat Thalmann N. *Simulation of object and human skin deformations in a grasping task*. Proceedings of SIGGRAPH'89, Computer Graphics, vol. 23, no. 3, pages 21–30, 1989.
- [Gray H. 04] Gray H. *Gray's Anatomy : The Anatomical Basis of Medicine and Surgery*, 39th edition. 2004.
- [Gréa H. 00] Gréa H., Desmurget M. & Prablanc C. *Postural invariance in three-dimensional reaching and grasping movements*. Experimental Brain Research, vol. 134, pages 155–162, 2000.
- [Gyi D. E. 01] Gyi D. E., Marshall R., Oliver R. E., Porter J. M. & Case K. *The development of a Computer Design Tool for Virtual User Trials : Data Collection Methods*. In Include 2001, 18-20th April, London, 2001.
- [Haggard P. 95] Haggard P., Hutchinson K. & Stein J. *Patterns of coordinated multi-joint movement*. Experimental Brain Research, vol. 107, no. 2, pages 254–266, 1995.
- [Herda L. 00] Herda L., Fua P., Plänkers R., Boulic R. & Thalmann D. *Skeleton-Based Motion Capture for Robust Reconstruction of Human Motion*. Proceedings Computer Animation, 2000.
- [Herda L. 01] Herda L., Fua P., Plänkers R., Boulic R. & Thalmann D. *Using Skeleton-Based Tracking to Increase the Reliability of Optical Motion Capture*. Human Movement Science, vol. 20, no. 3, pages 313–341, 2001.
- [Hermens F. 04] Hermens F. & Gielen S. *Posture-based or trajectory-based movement planning : a comparison of direct and indirect pointing movements*. Experimental brain research, vol. 159, no. 3, pages 340–348, 2004.
- [Hicheur H. 05] Hicheur H., Vieilledent S., Richardson M. J. E., Flash T. & Berthoz A. *Velocity and curvature in human locomotion along complex curved paths : a comparison with hand movements*. Experimental Brain Research, vol. 162, pages 145–154, 2005.
- [Hogan N. 84] Hogan N. *An organizing principle for a class of voluntary movements*. Journal of Neuroscience, vol. 4, pages 2745–2754, 1984.
- [Hollerbach J. M. 90] Hollerbach J. M. *Planning of arm movement*. Visual Cognition and Action, MIT Press, Cambridge, Massachusetts, pages 183–211, 1990.

- [Hollerbach J.M. 82] Hollerbach J.M. & Flash T. *Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement*. Biological Cybernetics, vol. 44, pages 67–77, 1982.
- [Huang Z. 94] Huang Z., Magnenat Thalmann N. & Thalmann D. *Interactive Human Motion Control Using a Closed-Form of Direct and inverse Dynamics*. Proc. Pacific Graphics '94, Beijing, 1994.
- [Hue V. 06] Hue V., Fourquet J. Y., Chiron P. & Hourriez G. *Generation of posture and human movement for workspace design*. 8th International IFAC Symposium on Robot Control, SYROCO 2006, Bologne, Italie, 2006.
- [Hue V. 07a] Hue V., Chiron P. & Fourquet J. Y. *On automatic generation of human motion for ergonomic evaluation of workplace and tasks*. 3rd Innovative Production Machines and Systems Virtual Conference, IPROMS 2007, 2007.
- [Hue V. 07b] Hue V., Fourquet J. Y., Chiron P. & Gagne J. *OLARGE : A tool for automatic generation of human motion and ergonomic evaluation of workplace and tasks, 13th IEEE IFAC International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics, MMAR 2007, Szczecin, Pologne*. 2007.
- [Hue V. 08] Hue V., Fourquet J. Y. & Chiron P. *Minimization in task and joint spaces and automatic generation of realistic human motion*. 10th International Conference on Control, Automation, Robotics and Vision, ICARCV 2008, Hanoi, Vietnam, 2008.
- [INRS 00] INRS. *OREGE : un outil simple d'évaluation des facteurs de risque biomécaniques de TMS du membre supérieur, Note scientifique et technique*. NS 196, 2000.
- [Järvinen J. 92] Järvinen J. & Karwowski W. *Applications of knowledge-based expert systems in industrial ergonomics : a review and appraisal*. Computer application in ergonomics, occupational safety and health, Elsevier Science Publishers, pages 45–54, 1992.
- [Jiménez P. 98] Jiménez P., Thomas F. & Torras C. *Collision Detection Algorithms for Motion Planning*, chapitre 6, pages 305–343. 1998.
- [Kaminski T.R. 86] Kaminski T.R. & Gentile A.M. *Joint control strategies and hand trajectories in multijoint pointing movements*. Journal of Motor Behavior, vol. 18, no. 3, pages 261–278, 1986.
- [Kaminski T.R. 95] Kaminski T.R., Bock C. & Gentile A.M. *The coordination between trunk and arm motion during pointing movements*. Experimental Brain Research, vol. 106, pages 457–466, 1995.
- [Kapandji A. I. 04] Kapandji A. I. *Physiologie articulaire tome 3 : tronc et rachis (5eme édition)*. 2004.
- [Kapandji A. I. 05] Kapandji A. I. *Physiologie articulaire tome 1 : membre supérieur (6eme édition)*. 2005.
- [Karu O. 77] Karu O., Kansi P. & Kouarinka I. *Correcting working postures in industry : a practical method for analysis*. Applied Ergonomics, no. 8, pages 199–201, 1977.

- [Kavraki L. E. 96] Kavraki L. E., Svestka P., Latombe J. C. & Overmars M. H. *Probabilistic Roadmaps for Path Planning in High-Dimensional Configuration Spaces*. IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 12, no. 4, pages 566–580, 1996.
- [Khalil W. 86] Khalil W. & Kleinfinger J.F. *A new geometric notation for open and closed loop robots*. Proceedings on IEEE on robotics and automation, pages 1174–1180, 1986.
- [Khatib O. 87] Khatib O. *A Unified Approach for Motion and Force Control of Robot Manipulators : The Operational Space Formulation*. IEEE Journal of Robotics and Automation, vol. 3, no. 1, pages 43–53, 1987.
- [Kim K. H. 04] Kim K. H., Gillespie R. B. & Martin B. J. *Modeling the coordinated movements of the head and hand using differential inverse kinematics*. SAE International, 2004.
- [Koga Y. 94] Koga Y., Kondo K. & Kuffner J. *Planning Motions With Intentions*. Computer Graphics, vol. 28, pages 395–408, 1994.
- [Komura T. 05] Komura T., Ho E. S. L. & Lau R. W. H. *Animating reactive motion using momentum-based inverse kinematics*. Computer Animation and Virtual Worlds, vol. 16, pages 213–223, 2005.
- [Kovar L. 02] Kovar L., Gleicher M. & Pighin F. *Motion Graphs*. Proceedings of the 29th annual conference on Computer graphics and interactive techniques, pages 473–482, 2002.
- [Kühn F. M. 90] Kühn F. M. & Laurig W. *Computer-aided workload analysis using MTM*. Taylor and Francis, 1990.
- [Kulpa R. 05] Kulpa R. *Adaptation interactive et performante des mouvements d'humanoïdes synthétiques : aspects cinématiques, cinétiques et dynamiques*. PhD thesis, INSA Rennes, 2005.
- [Lacquaniti F. 82] Lacquaniti F. & Soechting J.F. *Coordination of arm and wrist motion during a reaching task*. The Journal of Neuroscience, vol. 2, no. 4, pages 399–408, 1982.
- [Lacquaniti F. 86] Lacquaniti F., Soechting J.F. & Terzuolo S.A. *Path constraints on point-to-point arm movements in three-dimensional space*. Neuroscience, vol. 17, no. 2, pages 313–324, 1986.
- [Lauring J. 04] Lauring J. *Ergonomic workplace design - Development of a practitioner's tool for enhanced productivity*. PhD thesis, Chalmers University of Technology, Göteborg, Sweden, 2004.
- [Le Lionnais F. 05] Le Lionnais F., Bouvier A. & Georges M. *Dictionnaire des Mathématiques*. Quadrige, 2005.
- [Lee J. 02] Lee J., Chai J., Reitsma P. S., Hodgins J. K. & Pollard N. S. *Interactive Control of Avatars Animated with Human Motion Data*. Proceedings of the 29th annual conference on Computer graphics and interactive techniques, pages 491–500, 2002.
- [Lee J. 04] Lee J. & Lee K. H. *Precomputing Avatar Behavior From Human Motion Data*. Eurographics/SIGGRAPH Symposium on Computer Animation, pages 79–87, 2004.

- [Leitmann G. 81] Leitmann G. *The calculus of variations and optimal control*, volume 2. Plenum Press, 1981.
- [Lemos R. 01] Lemos R., Epstein M., Herzog W. & Wyvill B. *Realistic skeletal muscle deformation using finite element analysis*. In *Proceeding XIV Brazilian Symposium on Computer Graphics and Image Processing SIBGRAPI'01*, 2001.
- [Lim S. 04] Lim S., Martin B.J. & Chung M.K. *The effects of target location on temporal coordination of the upper body during 3D seated reaches considering the range of motion*. *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 34, pages 395–405, 2004.
- [Liu Z. 94] Liu Z., Gortler S. J. & Cohen M. F. *Hierarchical Spacetime Control*. *Proceedings of SIGGRAPH*, pages 35–42, 1994.
- [Louhevaara V. 92] Louhevaara V. & Suurnäkki T. *OWAS : A method for the evaluation of postural load during work. Training publication*. Institute of Occupational Health, Centre for Occupational Safety, Helsinki, Finland, 1992.
- [Ma S. 95] Ma S. & Feldman A.G. *Two functionally different synergies during arm reaching movements involving the trunk*. *Journal of Neurophysiology*, vol. 73, no. 5, pages 2120–2122, 1995.
- [Maciejewski A. A. 88] Maciejewski A. A. & Klein C. A. *Numerical filtering for the operation of robotic manipulators through kinematically singular configurations*. *Journal of Robotics Systems*, vol. 5, no. 6, pages 527–552, 1988.
- [Maciejewski A. A. 90] Maciejewski A. A. *Dealing with the Ill-Conditioned Equations of Motion for Articulated Figures*. *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 10, no. 3, pages 63–71, 1990.
- [Magenat Thalmann N. 95] Magrenat Thalmann N. & Thalmann D. *Finite elements in task-level animation*. *Finite Elements in Analysis and Design*, 1995.
- [Marsot J. 06] Marsot J. & Claudon L. *Etat de l'art des méthodes et outils utilisés pour l'évaluation en conception d'un poste de travail*. Rapport technique, INRS, PERF-RV 2 Lot 1.1, 2006.
- [Mattila M. 92] Mattila M. & Karwowski W. *ErgoSHAPE - a design oriented ergonomic tool for AutoCAD*. *Proceedings of the International Conference on Computer-Aided Ergonomics and Safety'92, CAES'92, Tampere, Finlande, 18-20 Mai*, pages 121–128, 1992.
- [Maurel W. 96] Maurel W., Thalmann D., Hoffmeyer P., Beylot P., Gingsins P., Kalra P. & Magrenat Thalmann N. *A Biomechanical Muskoskeletal Model of Human Upper Limb for Dynamic Simulation*. *Proc. 7th Eurographics Workshop on Animation and Simulation*, Springer-Verlag, Wien, 1996.
- [Maurel W. 00] Maurel W. & Thalmann D. *Human Shoulder Modeling Including Scapulo-Thoracic Constraint and Joint Sinus Cones*. *Computers and Graphics*, Pergamon Press, vol. 24, pages 203–218, 2000.

- [McAtamney L. 93] McAtamney L. & Corlett E. N. *RULA : A survey method for the investigation of work-related upper limb disorders*. Applied Ergonomics, vol. 24, no. 2, pages 91–99, 1993.
- [Ménardais S. 03] Ménardais S. *Fusion et adaptation temps réel de mouvements acquis pour l'animation d'humanoïdes synthétiques*. PhD thesis, IRISA Rennes, 2003.
- [Ménardais S. 04] Ménardais S., Multon F., Kulpa R. & Arnaldi B. *Motion blending for real-time animation while accounting for the environment*. Proceedings of the Computer Graphics International (CGI'04), 2004.
- [Miall R.C. 95] Miall R.C. & Haggard P. *The curvature of human arm movements in the absence of visual experience*. Experimental Brain Research, vol. 103, no. 3, pages 421–428, 1995.
- [Mital A. 93] Mital A., Nicholson A. & Ayoub M. A guide to manual materials handling. 1993.
- [Molet T. 99] Molet T., Boulic R. & Thalmann D. *Human Motion Capture Driven by Orientation Measurements*. Presence, vol. 8, no. 2, pages 187–203, 1999.
- [Monheit G. 91] Monheit G. & Badler N. I. *A Kinematic Model of the Human Spine and Torso*. IEEE Computer Graphics and Applications, vol. 11, no. 2, pages 29–38, 1991.
- [Monzani J.-S. 00] Monzani J.-S., Baerlocher P., Boulic R. & Thalmann D. *Using an Intermediate Skeleton and Inverse Kinematics for Motion Retargeting*. Proceedings of Eurographics 2000, 2000.
- [Moore J. S. 95] Moore J. S. & Garg A. *The strain index. A proposed method to analyse jobs for risk of distal upper extremity disorders*. American Industrial Hygiene Association Journal, vol. 56, pages 443–458, 1995.
- [Morasso P. 81] Morasso P. *Spatial control of arm movements*. Experimental Brain Research, vol. 42, pages 223–227, 1981.
- [Multon F. 98] Multon F. *Contrôle du mouvement des humanoïdes de synthèse*. Thèse, vol. Université de Rennes 1, 1998.
- [Multon F. 06] Multon F. *Analyse, modélisation et simulation du mouvement humain, HDR*. PhD thesis, Université Rennes 2, IRISA, Rennes, 2006.
- [Multon F. 08] Multon F., Kulpa R. & Bideau B. *MKM : A Global Framework for Animating Humans in Virtual Reality Applications*. Presence, vol. 17, no. 1, pages 17–28, 2008.
- [Nakamura Y. 91] Nakamura Y. Advanced robotics, redundancy and optimization. 1991.
- [Nakamura Y. 05] Nakamura Y., Yamane K., Fujita Y. & Suzuki I. *Somatosensory Computation for Man-Machine Interface From Motion-Capture Data and Musculoskeletal Human Model*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 21, no. 1, pages 58–66, 2005.
- [Nakano E. 99] Nakano E., Imamizu H., Osu R., Uno Y., Gomi H., Yoshioka T. & Kawato M. *Quantitative examinations of internal representations for arm trajectory planning :*

- Minimum commanded torque change model.* Journal of Neurophysiology, vol. 81, pages 2140–2155, 1999.
- [NASA] NASA. *Anthropometric Source Book : Volume 1 : Anthropometry for Designers Anthropology Staff/Webb Associates, NASA RP 1024.* pages 7–78.
- [Nedel L. 98] Nedel L. & Thalmann D. *Real Time Muscle Deformations Using Mass-Spring Systems.* In CGI '98, IEEE Computer Society Press, 1998.
- [Nedel L.P. 98] Nedel L.P. & Thalmann D. *Modeling and deformation of the human body using an anatomically-based approach.* Proceedings of Computer Animation'98, IEEE Computer Society Press, pages 34–40, 1998.
- [Ng-Thow-Hing V. 03] Ng-Thow-Hing V. & Shao W. *Modular Components for Detailed Kinematic Modelling of Joints.* International Society of Biomechanics XIXth Congress, 2003.
- [Ngo J. T. 93] Ngo J. T. & Marks J. *Spacetime Constraints Revisited.* Proceedings of SIGGRAPH, pages 343–350, 1993.
- [NIOSH 91] NIOSH. *Work practice guide for manual lifting, Technical report n° 81-122.* Rapport technique, NIOSH Department of Health and Human service, 1991.
- [Nishikawa K.C. 99] Nishikawa K.C., Murray S.T. & Flanders M. *Do arm postures vary with the speed of reaching ?* Journal of neurophysiology, vol. 81, pages 2582–2586, 1999.
- [nor 97a] *NF EN 547-3 Sécurité des machines - Mesures du corps humain - Partie 3 : Données anthropométriques, AFNOR, February 1997.*
- [nor 97b] *NF EN ISO 7250 Mesurages de base du corps humain pour la conception technologique, AFNOR, November 1997.*
- [nor 00a] *ISO 11226 Ergonomie - Évaluation des postures de travail statiques, December 2000.*
- [nor 00b] *ISO 15534-3 Conception ergonomique pour la sécurité des machines - Partie 3 : Données anthropométriques, February 2000.*
- [nor 00c] *NF EN 614-2 Sécurité des machines - Principes ergonomiques de conception - Partie 2 : Interactions entre la conception des machines et les tâches du travail, AFNOR, October 2000.*
- [nor 00d] *NF EN 894-3 Sécurité des machines - Exigences ergonomiques pour la conception des dispositifs de signalisation et des organes de service - Partie 3 : Organes de service, AFNOR, August 2000.*
- [nor 01] *NF EN 1005-1 Sécurité des machines - Performance physique humaine - Partie 1 : Termes et définitions, AFNOR, December 2001.*
- [nor 02] *NF EN 1005-3 Sécurité des machines - Performance physique humaine - Partie 3 : Limites de forces recommandées pour l'utilisation de machines, AFNOR, April 2002.*
- [nor 03a] *ISO 11228-1 Ergonomie - Manutention manuelle - Partie 1 : Manutention verticale et manutention horizontale, May 2003.*

- [nor 03b] *NF EN 1005-2 Sécurité des machines - Performance physique humaine - Partie 2 : Manutention manuelle de machines et d'éléments de machines*, AFNOR, August 2003.
- [nor 03c] *NF EN ISO 14738 Sécurité des machines - Prescriptions anthropométriques relatives à la conception des postes de travail sur les machines*, AFNOR, May 2003.
- [nor 04a] *NF EN ISO 12100-1 Sécurité des machines - Notions fondamentales, principes généraux de conception - Partie 1 : Terminologie de base, méthodologie*, January 2004.
- [nor 04b] *NF EN ISO 12100-2 Sécurité des machines - Notions fondamentales, principes généraux de conception - Partie 2 : Principes techniques*, January 2004.
- [nor 05] *NF EN 1005-4 Sécurité des machines - Performance physique humaine - Partie 4 : Évaluation des postures et mouvements de travail en relation avec les machines*, AFNOR, September 2005.
- [nor 06] *NF EN 614-1 Sécurité des machines - Principes ergonomiques de conception - Partie 1 : Terminologie et principes généraux*, AFNOR, July 2006.
- [nor 07a] *ISO 11228-2 Ergonomie - Manutention manuelle - Partie 2 : Actions de pousser et de tirer*, April 2007.
- [nor 07b] *ISO 11228-3 Ergonomie - Manutention manuelle - Partie 3 : Manipulation de charges faibles à fréquence de répétition élevée*, April 2007.
- [nor 07c] *NF EN 1005-5 Sécurité des machines - Performance physique humaine - Partie 5 : Appréciation du risque pour la manutention répétitive à fréquence élevée*, AFNOR, May 2007.
- [O'Brien J. 00] O'Brien J., Bodenheimer Jr R.E., Brostow G. & Hodgins J.K. *Automatic joint parameter estimation from magnetic motion capture data*. Proceedings of Graphics Interface 2000, pages 53–60, 2000.
- [Occhipinti E. 98] Occhipinti E. *OCRA : a concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limb*. Ergonomics, vol. 41, no. 9, pages 1290–1311, 1998.
- [Ogden C. L. 04] Ogden C. L., Fryar C. D., Carroll M. D. & Flegal K. M. *Mean Body Weight, Height, and Body Mass Index, United States 1960-2002*. Advance Data From Vital and Health Statistics, no. 347, 2004.
- [Olivier A. H. 07] Olivier A. H. & Cretual A. *Velocity/curvature relations along a single turn in human locomotion*. Neuroscience Letters, vol. 412, pages 148–153, 2007.
- [OSHA 99] OSHA. *OSHA : Ergonomic protection standard*. Occupational safety and health association, 1999.
- [Osu R. 97] Osu R., Uno Y., Koike Y. & Kawato M. *Possible explanations for trajectory curvature in multijoint arm movements*. Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance, vol. 23, no. 3, pages 890–913, 1997.

- [Owings C. L. 75] Owings C. L., Chaffin D. B., Snyder R. G. & Norcutt R. H. *Strength characteristics of U.S. children for product safety design*. Rapport technique, University of Michigan, 1975.
- [Papaxanthis C. 03] Papaxanthis C., Pozzo T. & Schieppati M. *Trajectories of arm pointing movements in the sagittal plane vary with both direction and speed*. Experimental brain research, vol. 148, pages 498–503, 2003.
- [Park S. J. 99] Park S. J., Kim C. B. & Park S. C. *Anthropometric and Biomechanical Characteristics on Body Segments of Koreans*. Applied Human Science, Journal of Physiological Anthropology, vol. 18, no. 3, pages 91–99, 1999.
- [Pettré J. 03] Pettré J. *Planification de Mouvements de Marche pour Acteurs Digitaux*. PhD thesis, Thèse de doctorat de l'Université Paul Sabatier, LAAS-CNR, Toulouse, 2003.
- [Pollard N. S. 00] Pollard N. S. & Behmaram-Mosavat F. *Force-Based Motion Editing for Locomotion Tasks*. Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automtion, 2000.
- [Porter J. M. 04] Porter J. M., Marshall R., Freer M. & Case K. *SAMMIE : A computer-aided ergonomics design toll*. Working Postures and Movements, Tools for evaluation and Engineering, CRC Press, pages 454–462, 2004.
- [Pozzo T. 02] Pozzo T., Stapley P.J. & Papaxanthis C. *Coordination between equilibrium and hand trajectories during whole body pointing movements*. Experimental Brain Research, vol. 144, pages 343–350, 2002.
- [Pronost N. 06] Pronost N., Dumont G., Berillon G. & Nicolas G. *Morphological and stance interpolations in database for simulating bipedalism of virtual humans*. Visual Computer, vol. 22, pages 4–13, 2006.
- [Ramcharam D J. 90] Ramcharam D J. & Martin-Vega L. A. *Easy Task Analysis : a prototype expert system for computerized work method*. Taylor and Francis, 1990.
- [Raschke U. 99] Raschke U. *The Jack human simulation tool*. Working Postures and Movements, Tools for evaluation and Engineering, CRC Press, pages 431–437, 1999.
- [Reed M. P. 05] Reed M. P., Ebert-Hamilton S. M., Manary M.A., Klinich K. D. & Schneider L. W. *A new database of child anthropometry and seated posture for automotive safety applications*. Technical paper, SAE Transactions : Journal of Passenger Cars - Mechanical Systems, vol. 114, 2005.
- [Renaud M. 96] Renaud M. *Comment définir l'orientation d'un corps, Rapport technique n° 96078*. Rapport technique, LAAS, 1996.
- [Rice S. 04] Rice S. *Boeing Human Modeling System*. Working Postures and Movements, Tools for evaluation and Engineering, CRC Press, pages 462–465, 2004.
- [Rohmert W. 73] Rohmert W. *Problems with determining rest allowances : Part 1. Use of modern methods to evaluate stress and strain in static muscular work*. Applied Ergonomics, vol. 4, no. 2, pages 91–95, 1973.

- [Roquelaure Y. 05] Roquelaure Y., Ha C. & Sauteron M. *Réseau expérimental de surveillance épidémiologique des troubles musculo-squelettiques dans les Pays de la Loire. Surveillance en entreprises en 2002*. 2005.
- [Rosenbaum D. A. 95] Rosenbaum D. A., Loukopoulos L. D., Meulenbriek R. G., Vaughan J. & Engelbrecht S. E. *Planinng reaches by evaluating stored posture*. Psychological Review, vol. 102, pages 28–67, 1995.
- [Rossi E. 02] Rossi E., Mitnitski A. & Feldman A.G. *Sequential control signals determine arm and trunk contributions to hand transport during reaching in humans*. The journal of physiology, vol. 538, no. 2, pages 659–671, 2002.
- [Rotella F. 95] Rotella F. & Borne P. *Théorie et pratique du calcul matriciel*. Editions Technip, 1995.
- [Schaub K. 97] Schaub K., Landau K., Menges R. & Grobmann K. *A computer aided-tool for ergonomic workplace design and preventive care*. Human Factors and Ergonomics, vol. 7, no. 4, pages 269–304, 1997.
- [Scheepers F. 97] Scheepers F., Parent R.E., Carlson W.E. & May S.F. *Anatomy-based modeling of the human musculature*. Proceedings of SIGGRAPH'97, 1997.
- [Schneider L. W. 83a] Schneider L. W., Robbins D. H., Pflug M. A. & Snyder R. G. *Anthropometric specifications for mid-sized male dummy, Volume II, Rapport N° UMTR 1-83-53-2*. Rapport technique, University of Michigan and National Highway Traffic Safety Administration, 1983.
- [Schneider L. W. 83b] Schneider L. W., Robbins D. H., Pflug M. A. & Snyder R. G. *Anthropometric specifications for small female and large male dummies, Volume III, Rapport N° UMTR 1-83-53-3*. Rapport technique, University of Michigan and National Highway Traffic Safety Administration, 1983.
- [Schneider L. W. 83c] Schneider L. W., Robbins D. H., Pflug M. A. & Snyder R. G. *Development of anthropometrically based design specifications for an advanced adult anthropomorphic dummy family, Volume I, Rapport N° UMTR 1-83-53-1*. Rapport technique, University of Michigan and National Highway Traffic Safety Administration, 1983.
- [Seidl A. 04] Seidl A. *The RAMSIS human simulation tool*. Working Postures and Movements, Tools for evaluation and Engineering, CRC Press, pages 445–450, 2004.
- [Seth V. 99] Seth V., Weston R. L. & Freivalds A. *Development of a cumulative trauma disorders risk assessment model for the upper extremities*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 23, pages 281–291, 1999.
- [Snook S. 91] Snook S. & Ciriello V. *The design of manual handling tasks : revised tables of maximum acceptable weights and forces*. Ergonomics, pages 1197–1213, 1991.
- [Snyder R. G. 75a] Snyder R. G., Schneider L. W., Owings C. L., Reynold H. M., Golomb D. H. & Schork M. A. *Anthropometry of infants, children and youths to age 18 for product safety design, rapport N° UM-HSRI-77-17*. Rapport technique, University of Michigan, 1975.

- [Snyder R. G. 75b] Snyder R. G., Spencer M. L., Owings C. L. & Schneider L. W. *Physical characteristics of children as a related to death and injury for consumer product safety design, rapport N° UM-HSRI-BI-75-5*. Rapport technique, University of Michigan, 1975.
- [Soechting J.F. 81] Soechting J.F. & Lacquaniti F. *Invariant characteristics of a pointing movement in man*. The Journal of Neuroscience, vol. 1, no. 7, pages 710–720, 1981.
- [Soechting J.F. 95] Soechting J.F., Buneo C.A., Herrmann U. & Flanders M. *Moving effortlessly in three dimensions : does Donders' law apply to arm movement?* Journal of Neuroscience, vol. 15, pages 6271–6280, 1995.
- [Sun H. C. 01] Sun H. C. & Metaxas D. N. *Automating gait generation*. Proceedings of SIGGRAPH, pages 261–269, 2001.
- [Suzuki M. 97] Suzuki M., Yamazaki Y., Mizuno N. & Matsunami K. *Trajectory formation of the center-of-mass of the arm during reaching movements*. Neuroscience, vol. 76, no. 2, pages 597–610, 1997.
- [Svinin M. M. 04] Svinin M. M., Masui Y., Luo Z. W. & Hosoe S. *On the dynamic version of the minimum hand jerk criterion*. In Proceedings of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Sendai, Japan, 2004.
- [Teran J. 03] Teran J., Blemker S., Thow Hing V. Ng & Fedkiw R. *Finite volume methods for the simulation of skeletal muscle*. Eurographics/SIGGRAPH Symposium on Computer Animation, 2003.
- [Thalmann D. 91] Thalmann D. *Dynamic Simulation as a Tool for Three-Dimensional Animation*. New Trends in Animation and Visualization, John Wiley and Sons, pages 257–272, 1991.
- [Thalmann D. 96] Thalmann D., Shen J. & Chauvineau E. *Fast realistic human body deformations for animation and VR applications*. Proceeding of Computer Graphics, pages 166–174, 1996.
- [Tikhonov A. N. 63] Tikhonov A. N. *Solutions of incorrectly formulated problems and regularization method*. Soviet Math. Dokl., vol. 4, pages 1035–1038, 1963.
- [Tolani D. 96] Tolani D. & Badler N. *Real time human arm inverse kinematics*. Presence, vol. 5, no. 4, pages 393–401, 1996.
- [Tolani D. 00] Tolani D., Goswami A. & Badler N. I. *Real-time inverse kinematics techniques for anthropomorphic limbs*. Graphical Models, vol. 62, pages 353–388, 2000.
- [Uno Y. 89] Uno Y., Kawato M. & Suzuki R. *Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement*. Biological Cybernetics, vol. 61, no. 2, pages 89–101, 1989.
- [Vieilledent S. 01] Vieilledent S., Kerlirzin Y., Dalbera S. & Berthoz A. *Relationship between velocity and curvature of a human locomotor trajectory*. Neuroscience Letters, vol. 305, no. 1, pages 65–69, 2001.

- [Wang J. 03] Wang J. & Bodenheimer B. *An Evaluation of a Cost Metric for Selecting Transitions between Motion Segments*. Eurographics/SIGGRAPH Symposium on Computer Animation, pages 232–238, 2003.
- [Wang X. 99] Wang X. *Three-dimensional kinematic analysis of influence of hand orientation and joint limits on the control of arm postures and movements*. Biological Cybernetics, vol. 80, pages 449–463, 1999.
- [Waters T. R. 93] Waters T. R., Putz-Anderson V., Garg A. & Fine L. J. *Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks*. Ergonomics, vol. 36, no. 7, pages 749–776, 1993.
- [Wei C. 95] Wei C. & Jensen R. K. *The application of segment axial density profiles to a human body inertial model*. Journal of Biomechanics, vol. 28, no. 1, pages 103–108, 1995.
- [Wiley D.J. 97] Wiley D.J. & Hahn J. K. *Interpolation synthesis of articulated figure motion*. Virtual Reality, IEEE Computer Graphics and Applications, pages 39–45, 1997.
- [Wilhelms J. 97a] Wilhelms J. *Animal with anatomy*. IEEE Computer Graphics and Applications, pages 22–30, 1997.
- [Wilhelms J. 97b] Wilhelms J. & Gelder A. V. *Anatomically based modelling*. In 24th annual conference on Computer graphics and interactive techniques, SIGGRAPH 97, pages 173–180, 1997.
- [Witkin A. 88] Witkin A. & Kass M. *Space Constraints*. Proceedings of ACM SIGGRAPH, pages 159–168, 1988.
- [Witkin A. 95a] Witkin A. & Popovic Z. *Motion Warping*. Proceedings of the 22nd annual conference on Computer graphics and interactive techniques, pages 105–108, 1995.
- [Witkin A. 95b] Witkin A. & Popovic Z. *Motion warping*. Computer Graphics Proceedings, SIGGRAPH95, 1995.
- [Wolpert M. 94] Wolpert M., Ghahramani Z. & Jordan M. *Perceptual distortion contributes to the curvature of human reaching movements*. Experimental brain research, vol. 98, no. 1, pages 153–156, 1994.
- [Wolpert M. 95] Wolpert M., Ghahramani Z. & Jordan M. *Are arm trajectories planned in kinematic or dynamic coordinates? an adaptation study*. Experimental brain research, vol. 103, no. 5, pages 460–470, 1995.
- [Yamanaka K. 03] Yamanaka K., Wada Y. & Kawato M. *Quantitative examinations for human arm trajectory planning in three-dimensional space*. Systems and Computers, vol. 34, no. 7, pages 493–503, 2003.
- [Yamane K. 04] Yamane K., Kuffner J.J. & Hodgins J.K. *Synthesizing animations of human manipulation tasks*. Proceedings in SIGGRAPH2004, pages 532–539, 2004.
- [Yoshida E. 05] Yoshida E., Belousov i., Esteves C. & Laumond J-P. *Humanoid Motion Planning for Dynamic Tasks*. Proceedings of IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids 2005), pages 1–6, 2005.

- [Zatsiorsky V. M. 02] Zatsiorsky V. M. *Kinetics of human motion*. 2002.
- [Zeltzer D. 82] Zeltzer D. *Motor Control Techniques or Figure Animation*. IEEE Computer Graphics and Applications, vol. 2, no. 9, pages 53–59, 1982.
- [Zhao J. 94] Zhao J. & Badler N.I. *Inverse kinematics positioning using nonlinear programming for highly articulated figures*. ACM Transactions on Graphics, vol. 13, no. 4, pages 313–336, 1994.
- [Zhu Q.H. 99] Zhu Q.H., Chen Y. & Kaufman A. *Real-time biomechanically-based muscle volume deformation using FEM*. EUROGRAPHICS 98, vol. 17, no. 3, 1999.
- [Zordan V. B. 99] Zordan V. B. & Hodgins J. K. *Tracking and Modifying Upper-body Human Motion Data with Dynamic Simulation*. Proceedings of Computer Animation and Simulation, pages 13–22, 1999.
- [Zordan V. B. 05] Zordan V. B., Majkowska A., Chiu B. & Fast M. *Dynamic Response for Motion Capture Animation*. Proceedings of SIGGRAPH, vol. 24, no. 3, pages 697–701, 2005.
- [Zuo L. 03] Zuo L., Li J.T. & Wang Z.Q. *Anatomical human musculature modeling for real-time deformation*. Journal of WSCG, vol. 11, no. 1, 2003.

Annexe A

Table des symboles

Pour des raisons de lisibilité, la signification des symboles est rappelée. Nous répertorions dans cette annexe tout les symboles cités dans ce mémoire.

φ : angle de Roulis

θ : angle de Tangage

ψ : angle de Lacet

$\delta\mathbf{q}$: incrément ou variation articulaire

$\delta\mathbf{X}$: incrément ou variation opérationnel

$\delta\varphi$: incrément de l'angle de Roulis

$\delta\phi_x$: incrément angulaire autour de l'axe x

$\delta\phi_y$: incrément angulaire autour de l'axe y

$\delta\phi_z$: incrément angulaire autour de l'axe z

$\delta\theta$: incrément de l'angle de Tangage

$\delta\psi$: incrément de l'angle de Lacet

$\delta\mathbf{X}_s$: projection de la consigne $\delta\mathbf{X}$ selon la direction la plus problématique dite direction de singularité

δX_0 : partie de la consigne n'allant pas dans la direction de singularité

τ_i : effort moteur généralisé au niveau de la i^{me} liaison

Γ_i : couple généré par la liaison i

σ_X : écart type

σ_i : valeurs singulières

σ_{min} : valeur singulière minimale

- σ_{max} : valeur singulière maximale
 σ_{eff} : valeur singulière associée à la direction δX
 σ_0 : valeur singulière associée à la direction δX_0
 σ_{seuil} : valeur singulière minimale acceptable
 $\tilde{\sigma}_{min}$: valeur singulière minimale de la matrice jacobienne \tilde{J}
 ${}^0\nu_{0n}$: vecteur vitesse de translation de l'origine du repère lié à l'organe terminal exprimé dans le repère de base R_0
 ${}^0\Omega_{0n}$: coordonnées du vecteur vitesse de rotation de l'organe terminal dans le repère de base R_0
 Σ : matrice des valeurs singulières de dimension $(m \times n)$
 κ : conditionnement de la matrice jacobienne J
 $\tilde{\kappa}$: conditionnement de la matrice jacobienne \tilde{J}
 λ : terme d'amortissement
 α : coefficient d'amortissement
 β : gain du vecteur arbitraire \mathbf{z}
 $\psi(q)$: fonction potentielle
 ∇ : gradient
 ${}^i\mathbf{a}_j$: vecteur unitaire suivant le 1^{er} axe du repère B_j exprimé dans le repère B_i de dimension (3×1)
 iA_j : matrice représentant l'orientation du repère B_j exprimée dans le repère B_i de dimension (3×3)
 C : critère intégral à optimiser
 ${}^0\hat{C}_{0n}$: torseur cinématique
 $d\mathbf{q}$: différentielle du vecteur \mathbf{q}
 $d\mathbf{X}$: différentielle du vecteur \mathbf{X}
 $d(G_i, z_i)$: distance du point à l'axe de la liaison z_i
 $Dmax$: distance normale maximum entre la courbe expérimentale et la ligne droite reliant le point de départ et le point d'arrivée (en cm)
 f_i : représente selon les cas, la i^{me} composante de l'effort au niveau de l'organe terminal ou l'effort moteur du i^{me} muscle lorsqu'un modèle musculaire est considéré
 \mathbf{F}_i : effort à la liaison i
 F : terme de filtrage
 ${}^j\mathbf{g}$: vecteur d'accélération de la pesanteur exprimé dans chaque repère R_j
 G_i : centre de gravité du corps i
 I_n : matrice d'identité de dimension $(n \times n)$
 J : matrice jacobienne de dimension $(m \times n)$
 J^{-1} : inverse de J
 $J^\#$: inverse généralisée de J de dimension $(n \times m)$
 J^+ : pseudo-inverse de Moore-Penrose
 J_Q^+ : pseudo-inverse Q -pondérée
 $J^{+(\lambda)}$: pseudo-inverse obtenue par régularisation
 $J^{+(F)}$: pseudo-inverse filtrée de la matrice jacobienne
 \tilde{J} : matrice jacobienne tenant compte de pondérations affectées aux différentes liaisons

- LI : coefficient de linéarité (en %)
- LT : longueur de la trajectoire suivie par la main (en cm)
- m : nombre de paramètres de situation de l'organe terminal dans l'espace cartésien
- M : matrice définie dans le terme \dot{q}_1 de dimension $(n \times m)$
- m_j : masse du corps C_j
- $M_{i,z}$: moment d'inertie de chaque segment corporel par rapport à la liaison q_i
- ${}^j m S_j$: premier moment d'inertie du corps C_j autour de l'origine du repère R_j
- n : nombre paramètres de configuration du système dans l'espace articulaire ou DDL de la structure mécanique
- n_i : couple au niveau de la i^{me} liaison
- ${}^i \mathbf{n}_j$: vecteur unitaire suivant le 3^{me} axe du repère B_j exprimé dans le repère B_i de dimension (3×1)
- N : déplacements élémentaires lors d'une séquence de mouvements
- ${}^0(O_{i-1}O_n)$: vecteur $O_{i-1}O_n$ exprimé dans le repère de base R_0
- p : rang de J
- $\mathbf{p}(s)$: évolution spatiale d'un vecteur p en fonction de l'abscisse curviligne
- $\mathbf{p}(t)$: évolution d'un vecteur p en fonction du temps
- ${}^i \mathbf{P}_j$: vecteur colonne représentant l'origine du repère R_j exprimée dans le repère R_i de dimension (3×1)
- \mathbf{q} : vecteur des coordonnées généralisées
- \mathbf{q}^0 : configuration initiale
- $\mathbf{q}_{i,j}$: succession de postures réalisant le passage de la situation X^i à la situation X^{i+1}
- $q_{i,repos}$: configuration de repos de la liaison i
- $\|\delta \mathbf{q}\|_E$: norme euclidienne
- $\|\delta \mathbf{q}\|_Q$: norme Q -pondérée
- $\dot{\mathbf{q}}$: vitesse généralisée
- $\dot{\mathbf{q}}_1$: 1^{er} terme de $\dot{\mathbf{q}}$ défini par la consigne $\dot{\mathbf{X}}$
- $\dot{\mathbf{q}}_2$: 2^{me} terme de $\dot{\mathbf{q}}$ indépendant de la consigne $\dot{\mathbf{X}}$
- $\mathbf{q}(s)$: évolution spatiale du vecteur de coordonnées généralisées
- Q : matrice diagonale de pondération définie positive de dimension $(n \times n)$
- \mathbb{R} : ensemble des nombres réels
- R^2 : coefficient de détermination de la régression linéaire
- R_i : repère affine i défini par une origine O_i et la base orthonormée (x_i, y_i, z_i)
- s : abscisse curviligne
- ${}^i \mathbf{s}_j$: vecteur unitaire suivant le 2^{me} axe du repère B_j exprimé dans le repère B_i de dimension (3×1)
- \mathbf{S}_j : vecteur liant l'origine du repère R_j au centre de masse du corps C_j
- ${}^i T_j$: matrice homogène de changement d'un repère R_i en un repère R_j
- U : base orthonormale de l'espace cartésien (SVD) de dimension $(m \times m)$
- V : base orthonormale de l'espace articulaire (SVD) de dimension $(n \times n)$
- $w(q)$: indice de manipulabilité
- x : 1^{er} axe physique d'un repère
- \mathbf{X} : vecteur des coordonnées opérationnelles

$\mathbf{x}(s)$: évolution spatiale du vecteur de coordonnées opérationnelles

\mathbf{X}^i : situations successives de l'organe terminal lors d'une séquence de mouvements

$\mathbf{X}b$: situation du corps de référence de l'opérateur

$\dot{\mathbf{X}}$: vitesse opérationnelle

y : 2^{me} axe physique d'un repère

Y : couple formé de la situation du corps de référence Xb et de la configuration initiale \mathbf{q}^0

z : 3^{me} axe physique d'un repère

\mathbf{z} : vecteur arbitraire de dimension $(n \times 1)$

Annexe B

Table des abréviations

La signification d'une abréviation ou d'un acronyme cités dans ce mémoire est rappelée dans cette annexe.

3DSSPP : 3 Dimensions Static Strenght Prediction Program

AAWS : Automative Assembly WorkSheet

AFNOR : Association Française de NORmalisation

AMVO : Anthropometry of Motor Vehicle Occupants

ANSUR : Army ANthropometric SURvey

BHMS : Boeing Human Modeling System

CAO : Conception Assistée par Ordinateur

CEN : Comité Européen de Normalisation

CHARM : Comprehensive Human Animation Ressource Model

CMA : Charge Maximale Admissible

CNAMTS : Caisse Nationale d'Assurance Maladie des Travailleurs Salariés

CNRS : Centre National de la Recherche Scientifique

CRAM : Caisse Régionale d'Assurance Maladie

CTD RI : Cumulative Trauma Disorders Risk Index

DDL : Degré De Liberté

EEPP : Energy Expenditure Prediction Program

ENIT : Ecole Nationale d'Ingénieurs de Tarbes

ENPC : Ecole Nationale des Ponts et Chaussées

ESI : Ergonomic Stress Index

FIOOSH : Federal Institute for Occupational Safety and Health

GDHE : Graphic Display for Hilar Experiments
HADRIAN : Human Anthropometric Data Requirements Investigation and ANalysis
IKAN : Inverse Kinematics using Analytical methods
INRIA : Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique
INRETS : Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité
INRS : Institut National de Recherche et de Sécurité
ISO : International Standards Organization
JET : Job Evaluator Toolbox
KIM : Key Indicator Method
KRISS : Korea Reaserch Institute of Standards and Sciences
LAAS : Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes
MCD : Modèle Cinématique Direct
MCI : Modèle Cinématique Inverse
MDFC : Minimum Driving Force Change
MGD : Modèle Géométrique Direct
MGI : Modèle Géométrique Inverse
MJJ : Minimum Joint Jerk
MHJ : Minimum Hand Jerk
MMR : Manual Materials Handling
MOST : Maynard Operation Sequence Technique
MRP : Materials Requirements Planning
MTC : Minimum Torque Change
MCTC : Minimum Commanded Torque Change
MTM : Methods Time Measurement
MTS : Méthode des Temps Standards
NCHS : National Center for Health Statistics
NHANES : National Health And Nutrition Examination Survey
NHTSA : National Highway Traffic Safety Administration
NIOSH : National Institute of Occupational Safety and Health
NIWL : National Institute for Working Life
OCRA : OCcupational Repetitive Actions
OLARGE-TMS : Outil Logiciel d'Aide à la Réduction des GEstes pouvant conduire à des TMS
OREGE : Outil de Repérage et d'Evaluation des GEstes
OSHA : Occupational Safety and Health Administration
OWAS : Ovako Working posture Analysing System
PLM : Product Lifecycle Management
PME : Petites et Moyennes Entreprises
REBA : Rapid Entire Body Assessment
RTL : Roulis Tangage Lacet
RULA : Rapid Upper Limb Assessment

SAMMIE : System for Aiding Man-Machine Interaction Evaluation

SI : Strain Index

STL : STereoLithography

TMS : Troubles Musculo-Squelettiques

UEA : Upper Extremity Assessment

Annexe C

Mouvement d'atteinte d'une cible avec une orientation similaire à l'orientation initiale de la main

La table 5.8 recense les valeurs D_{max} (en cm), LT (en cm), LI (en %) et R^2 pour les 5 essais des 10 sujets pour un mouvement d'atteinte d'une cible avec une orientation similaire à l'orientation initiale de la main.

Sujet	Essai	Dmax	LT	LI	R ²	Sujet	Essai	Dmax	LT	LI	R ²
n°1	n°1	1,49	37,93	3,94	0,99	n°6	n°1	1,67	48,41	3,46	1,00
	n°2	1,64	42,84	3,83	0,99		n°2	2,10	52,02	4,04	0,99
	n°3	1,21	42,35	2,85	1,00		n°3	2,10	53,72	3,91	0,99
	n°4	1,26	41,61	3,03	1,00		n°4	0,56	56,66	0,99	1,00
	n°5	1,43	41,42	3,44	1,00		n°5	0,47	57,29	0,81	1,00
n°2	n°1	2,01	44,40	4,53	0,99	n°7	n°1	0,65	33,91	1,92	1,00
	n°2	2,52	46,78	5,38	0,99		n°2	0,74	38,59	1,93	0,99
	n°3	4,10	46,38	8,84	0,98		n°3	1,38	38,25	3,60	0,99
	n°4	3,71	46,68	7,95	0,98		n°4	1,18	41,44	2,84	1,00
	n°5	3,77	46,60	8,10	0,98		n°5	1,03	42,02	2,45	1,00
n°3	n°1	1,02	37,54	2,71	1,00	n°8	n°1	0,66	37,82	1,75	1,00
	n°2	2,29	38,09	6,02	0,99		n°2	1,07	37,96	2,81	1,00
	n°3	2,50	40,97	6,10	0,99		n°3	0,93	37,28	2,50	1,00
	n°4	1,78	38,98	4,57	0,99		n°4	0,84	37,79	2,23	1,00
	n°5	1,27	36,25	3,51	1,00		n°5	0,49	37,80	1,28	1,00
n°4	n°1	1,44	39,17	3,69	0,99	n°9	n°1	2,26	35,83	6,30	0,97
	n°2	1,64	42,21	3,88	1,00		n°2	1,19	36,44	3,27	0,99
	n°3	0,85	42,85	1,98	1,00		n°3	1,36	35,97	3,77	0,99
	n°4	2,92	44,20	6,61	0,99		n°4	1,45	38,20	3,80	0,99
	n°5	1,24	45,53	2,73	1,00		n°5	0,60	38,49	1,57	1,00
n°5	n°1	3,27	38,65	8,47	0,97	n°10	n°1	1,16	41,70	2,78	1,00
	n°2	1,32	38,03	3,47	0,99		n°2	1,09	44,05	2,48	1,00
	n°3	0,60	37,83	1,58	1,00		n°3	1,21	47,23	2,56	1,00
	n°4	0,77	36,32	2,12	1,00		n°4	1,65	46,85	3,52	0,99
	n°5	1,99	37,33	5,34	0,98		n°5	1,68	47,53	3,54	1,00

Table 5.8: Résultats expérimentaux pour un mouvement d'atteinte d'une cible avec une orientation similaire à l'orientation initiale de la main

Annexe D

Mouvement d'atteinte d'une cible avec une orientation différente de celle initiale de la main

La table 5.9 recense les valeurs D_{max} (en cm), LT (en cm), LI (en %) et R^2 pour les 5 essais des 10 sujets pour un mouvement d'atteinte d'une cible avec une orientation différente de celle initiale de la main.

Sujet	Essai	Dmax	LT	LI	R ²	Sujet	Essai	Dmax	LT	LI	R ²
n°1	n°1	3,53	41,41	8,52	0,97	n°6	n°1	0,62	38,90	1,59	1,00
	n°2	3,43	44,28	7,75	0,99		n°2	0,93	40,46	2,29	1,00
	n°3	2,33	43,69	5,33	0,99		n°3	1,66	56,94	2,91	1,00
	n°4	2,87	41,62	6,91	0,99		n°4	1,94	60,41	3,21	1,00
	n°5	2,06	46,48	4,44	1,00		n°5	1,19	52,68	2,26	1,00
n°2	n°1	2,17	48,64	4,45	0,99	n°7	n°1	3,67	33,45	10,98	0,95
	n°2	2,97	44,23	6,72	0,99		n°2	3,81	35,13	10,85	0,96
	n°3	2,08	45,52	4,58	0,99		n°3	4,36	37,55	11,60	0,96
	n°4	2,08	47,42	4,39	0,99		n°4	5,37	39,77	13,51	0,95
	n°5	0,97	47,55	2,05	1,00		n°5	4,74	40,72	11,65	0,95
n°3	n°1	1,59	46,91	3,39	1,00	n°8	n°1	3,11	44,51	6,99	0,99
	n°2	2,17	49,05	4,43	0,99		n°2	2,54	41,34	6,14	0,99
	n°3	1,80	47,86	3,77	1,00		n°3	3,06	45,47	6,73	0,99
	n°4	2,12	51,24	4,14	1,00		n°4	3,11	42,21	7,37	0,98
	n°5	1,92	51,02	3,77	1,00		n°5	3,22	42,79	7,52	0,99
n°4	n°1	1,46	47,00	3,11	1,00	n°9	n°1	3,03	36,44	8,31	0,98
	n°2	1,47	52,84	2,78	1,00		n°2	3,82	38,12	10,02	0,97
	n°3	1,71	51,45	3,32	1,00		n°3	2,77	39,32	7,04	0,99
	n°4	1,60	53,45	2,99	1,00		n°4	2,12	38,21	5,54	0,99
	n°5	3,15	52,82	5,96	0,99		n°5	2,06	39,27	5,24	0,99
n°5	n°1	3,73	44,74	8,34	0,98	n°10	n°1	1,41	51,19	2,75	1,00
	n°2	5,20	47,87	10,87	0,96		n°2	1,78	57,95	3,07	1,00
	n°3	3,92	48,30	8,11	0,98		n°3	2,17	57,47	3,78	1,00
	n°4	4,45	48,96	9,09	0,98		n°4	2,10	56,86	3,69	1,00
	n°5	3,19	49,78	6,40	0,99		n°5	4,06	55,61	7,30	0,98

Table 5.9: Résultats expérimentaux pour un mouvement d'atteinte d'une cible avec une orientation différente de celle initiale de la main

Annexe E

Mouvement avec une posture initiale bras tendu

La table 5.10 recense les valeurs D_{max} (en cm), LT (en cm) et LI (en %) pour les 5 essais des 10 sujets pour un mouvement avec une posture initiale bras tendu.

Sujet	Essai	Dmax	LT	LI	Sujet	Essai	Dmax	LT	LI
n°1	n°1	16,59	82,70	20,06	n°6	n°1	11,88	74,20	16,01
	n°2	14,21	80,64	17,62		n°2	12,07	74,68	16,16
	n°3	15,97	85,69	18,64		n°3	12,13	75,70	16,03
	n°4	16,83	84,74	19,86		n°4	11,90	75,06	15,85
	n°5	15,38	83,48	18,43		n°5	11,84	74,68	15,85
n°2	n°1	11,92	81,03	14,71	n°7	n°1	15,88	86,82	18,29
	n°2	13,87	85,83	16,16		n°2	18,01	91,73	19,63
	n°3	13,11	86,99	15,07		n°3	18,20	91,94	19,79
	n°4	14,29	83,40	17,13		n°4	19,35	93,84	20,62
	n°5	14,87	86,63	17,16		n°5	17,59	90,79	19,37
n°3	n°1	11,58	72,77	15,92	n°8	n°1	11,96	71,65	16,70
	n°2	12,31	73,32	16,79		n°2	12,72	71,45	17,81
	n°3	12,98	73,22	17,73		n°3	13,50	70,85	19,06
	n°4	11,73	70,40	16,65		n°4	12,62	70,27	17,96
	n°5	12,32	71,01	17,36		n°5	14,60	73,69	19,81
n°4	n°1	11,11	78,82	14,09	n°9	n°1	15,60	81,24	19,21
	n°2	9,75	80,00	12,18		n°2	16,11	84,34	19,10
	n°3	10,18	79,66	12,77		n°3	16,51	84,94	19,43
	n°4	11,24	78,27	14,36		n°4	16,39	86,10	19,04
	n°5	12,37	83,36	14,84		n°5	17,17	86,59	19,83
n°5	n°1	16,61	89,31	18,60	n°10	n°1	18,90	84,82	22,29
	n°2	16,53	88,96	18,58		n°2	19,42	88,52	21,94
	n°3	21,19	97,79	21,67		n°3	20,14	87,97	22,89
	n°4	19,96	97,23	20,53		n°4	18,75	83,85	22,37
	n°5	20,80	95,56	21,76		n°5	20,73	90,70	22,86

Table 5.10: Résultats expérimentaux pour un mouvement avec une posture initiale bras tendu

Annexe F

Mouvement d'atteinte de la première expérience dans le plan horizontal

La table 5.11 recense les valeurs D_{max} (en cm), LT (en cm) et LI (en %) pour les 2 essais des 10 sujets pour les mouvement d'atteinte de la première expérience dans le plan horizontal.

Sujet	Essai	Mvt	Dmax	LT	LI	Sujet	Essai	Mvt	Dmax	LT	LI
n°1	n°1	1	7,48	68,42	10,93	n°6	n°1	1	3,00	68,14	4,40
		2	0,90	34,41	2,61			2	0,97	34,30	2,83
		3	2,90	65,61	4,42			3	9,63	68,60	14,04
	n°2	1	7,25	68,86	10,53		n°2	1	1,79	68,52	2,61
		2	1,52	34,14	4,44			2	0,44	35,40	1,23
		3	1,45	68,13	2,13			3	5,02	65,70	7,64
n°2	n°1	1	8,83	66,71	13,23	n°7	n°1	1	4,32	67,31	6,42
		2	0,83	32,92	2,53			2	1,79	34,35	5,21
		3	7,09	63,73	11,12			3	3,42	66,32	5,16
	n°2	1	10,04	64,92	15,46		n°2	1	4,13	65,34	6,33
		2	0,72	36,67	1,96			2	0,96	33,53	2,86
		3	5,52	63,36	8,71			3	5,60	66,49	8,42
n°3	n°1	1	6,44	66,77	9,64	n°8	n°1	1	4,92	70,74	6,96
		2	0,42	34,67	1,23			2	1,44	35,88	4,02
		3	2,34	67,95	3,44			3	2,26	66,46	3,40
	n°2	1	4,01	69,13	5,80		n°2	1	4,03	69,96	5,76
		2	1,10	35,10	3,12			2	0,69	34,36	2,01
		3	4,87	69,38	7,02			3	3,87	67,64	5,72
n°4	n°1	1	8,68	65,68	13,22	n°9	n°1	1	1,84	66,59	2,76
		2	0,49	34,35	1,43			2	0,70	35,90	1,95
		3	5,88	64,67	9,09			3	0,96	65,90	1,46
	n°2	1	6,03	66,49	9,07		n°2	1	0,55	67,46	0,81
		2	0,62	34,01	1,83			2	0,96	35,47	2,72
		3	2,68	63,02	4,26			3	1,13	66,99	1,68
n°5	n°1	1	5,52	63,67	8,67	n°10	n°1	1	2,87	67,27	4,26
		2	1,66	29,82	5,55			2	0,43	34,79	1,25
		3	3,80	62,51	6,08			3	1,94	68,14	2,85
	n°2	1	4,76	65,58	7,26		n°2	1	4,11	67,13	6,11
		2	0,63	31,29	2,00			2	0,65	33,84	1,92
		3	4,91	62,76	7,82			3	1,37	67,86	2,02

Table 5.11: Résultats expérimentaux pour les mouvement d'atteinte de la première expérience dans le plan horizontal

Annexe G

Mouvement d'atteinte de la seconde expérience dans le plan horizontal

Les tables 5.12 et 5.13 recensent les valeurs D_{max} (en cm), LT (en cm) et LI (en %) pour les 2 essais des 10 sujets pour les mouvement d'atteinte de la seconde expérience dans le plan horizontal.

Sujet	Essai	Mvt	Dmax	LT	LI	Sujet	Essai	Mvt	Dmax	LT	LI
n°1	n°1	1	0,57	35,02	1,63	n°4	n°1	1	0,74	34,54	2,15
		2	0,70	49,74	1,40			2	2,38	46,28	5,14
		3	4,49	67,95	6,61			3	10,78	68,37	15,76
		4	4,17	31,68	13,17			4	0,82	28,31	2,90
		5	3,49	41,87	8,34			5	2,05	40,44	5,07
		6	0,89	39,80	2,24			6	1,62	37,78	4,28
		7	1,95	69,01	2,83			7	1,98	63,80	3,10
	n°2	1	0,65	34,60	1,87		n°2	1	0,26	30,85	0,85
		2	1,06	48,77	2,17			2	1,26	44,84	2,81
		3	4,85	68,14	7,12			3	1,58	68,00	2,32
		4	1,45	32,21	4,51			4	0,56	30,74	1,82
		5	1,48	40,19	3,69			5	3,45	39,91	8,64
		6	0,80	40,09	1,98			6	0,96	36,59	2,61
		7	3,83	68,04	5,63			7	1,10	64,70	1,70
n°2	n°1	1	0,47	33,76	1,40	n°5	n°1	1	0,44	31,25	1,40
		2	1,44	47,17	3,06			2	1,36	43,84	3,09
		3	5,54	65,10	8,51			3	7,15	64,46	11,09
		4	0,87	31,25	2,79			4	0,15	28,56	0,51
		5	1,06	39,31	2,69			5	1,59	36,96	4,30
		6	0,61	37,28	1,64			6	0,75	35,46	2,12
		7	1,33	65,15	2,04			7	1,09	65,16	1,67
	n°2	1	0,91	32,88	2,76		n°2	1	0,31	30,37	1,02
		2	0,59	47,50	1,25			2	1,49	44,19	3,36
		3	5,41	64,03	8,44			3	7,77	64,15	12,11
		4	0,46	29,09	1,59			4	1,04	29,33	3,56
		5	1,16	38,27	3,03			5	1,39	36,11	3,84
		6	0,54	37,33	1,45			6	1,40	33,83	4,15
		7	3,32	65,87	5,04			7	1,98	64,55	3,07
n°3	n°1	1	0,71	36,52	1,95	n°6	n°1	1	2,52	31,23	8,07
		2	0,58	50,76	1,14			2	1,25	37,54	3,32
		3	12,50	69,62	17,95			3	5,61	62,33	9,00
		4	0,63	30,37	2,06			4	3,12	29,70	10,51
		5	0,58	39,18	1,49			5	2,40	40,13	5,97
		6	0,70	37,74	1,86			6	0,92	38,05	2,41
		7	1,88	67,41	2,79			7	5,93	61,00	9,73
	n°2	1	0,82	36,36	2,25		n°2	1	0,89	35,13	2,55
		2	2,98	50,72	5,88			2	2,36	46,63	5,05
		3	6,34	70,68	8,96			3	4,46	63,35	7,05
		4	0,39	32,59	1,20			4	2,66	31,19	8,51
		5	0,30	41,83	0,71			5	3,51	40,56	8,65
		6	1,37	38,39	3,58			6	0,68	36,52	1,86
		7	2,18	68,04	3,21			7	1,76	62,61	2,82

Table 5.12: Résultats expérimentaux pour les mouvement d'atteinte de la seconde expérience dans le plan horizontal (1ère partie)

sujet	essai	point	Dmax	LT	LI	sujet	essai	point	Dmax	LT	LI
n°7	n°1	1	0,40	34,94	1,14	n°9	n°1	1	0,16	37,20	0,44
		2	2,44	49,40	4,94			2	2,64	48,03	5,50
		3	3,04	68,12	4,47			3	2,36	66,14	3,56
		4	0,48	29,60	1,62			4	0,81	31,56	2,57
		5	1,26	40,25	3,13			5	0,87	39,94	2,17
		6	1,60	37,38	4,29			6	0,91	38,54	2,37
		7	5,26	66,59	7,90			7	1,13	67,81	1,67
	n°2	1	1,68	33,47	5,02		n°2	1	0,53	37,11	1,43
		2	3,03	48,16	6,29			2	0,49	48,26	1,02
		3	1,45	65,99	2,20			3	2,19	66,84	3,27
		4	0,61	30,75	1,98			4	1,99	31,00	6,42
		5	1,61	39,67	4,05			5	0,89	40,27	2,21
		6	0,40	36,13	1,11			6	1,25	37,42	3,34
		7	1,69	64,29	2,63			7	3,41	65,07	5,25
n°8	n°1	1	0,73	34,92	2,10	n°10	n°1	1	1,07	35,96	2,97
		2	1,79	49,13	3,65			2	1,26	51,85	2,43
		3	3,40	67,41	5,05			3	2,35	74,57	3,15
		4	0,47	30,35	1,55			4	2,07	33,78	6,12
		5	2,17	39,22	5,52			5	1,50	43,41	3,44
		6	1,06	37,94	2,79			6	0,20	39,44	0,50
		7	0,89	66,74	1,33			7	1,11	69,34	1,60
	n°2	1	0,41	35,84	1,14		n°2	1	0,84	33,49	2,51
		2	1,42	52,03	2,72			2	0,72	48,69	1,48
		3	5,04	69,85	7,22			3	3,21	70,07	4,57
		4	0,09	29,33	0,30			4	1,01	31,93	3,16
		5	1,98	40,05	4,94			5	1,61	39,61	4,06
		6	1,42	37,15	3,81			6	1,39	37,75	3,69
		7	0,92	67,09	1,37			7	0,33	65,80	0,51

Table 5.13: Résultats expérimentaux pour les mouvements d'atteinte de la seconde expérience dans le plan horizontal (2ème partie)

Annexe H

Méthode de régularisation

La méthode de régularisation introduite par Tikhonov [Tikhonov A. N. 63] dans les années 60 consiste à introduire dans l'expression de la pseudo-inverse un terme d'amortissement λ destiné à réduire l'effet des valeurs singulières très faibles. Pour cela, il convient de minimiser le critère suivant :

$$\begin{aligned} & \|\delta X - J\delta q\|^2 + \lambda^2 \delta q^2 & (5.1) \\ & = (\delta X - J\delta q)^T (\delta X - J\delta q) + \lambda^2 \delta q^T \delta q \\ & = \delta X^T \delta X - 2\delta q^T J^T \delta X + \delta q^T J^T J \delta q + \lambda^2 \delta q^T \delta q \end{aligned}$$

Ainsi, en dérivant par rapport δq , on obtient :

$$\begin{aligned} & \frac{\partial}{\partial(\delta q)} (\delta X^T \delta X - 2\delta q^T J^T \delta X + \delta q^T J^T J \delta q + \lambda^2 \delta q^T \delta q) = 0 \\ & -2J^T \delta X + 2J^T J \delta q + 2\lambda^2 \delta q = 0 \\ & -J^T \delta X + (J^T J + \lambda^2 I) \delta q = 0 \\ & (J^T J + \lambda^2 I) \delta q = J^T \delta X \\ & \delta q = (J^T J + \lambda^2 I)^{-1} J^T \delta X \end{aligned}$$

D'où, l'expression de la pseudo-inverse :

$$J^{+(\lambda)} = (J^T J + \lambda^2 I)^{-1} J^T \quad (5.2)$$

D'après [Albert A. 66], l'expression 5.2 peut également se mettre sous la forme :

$$J^{+(\lambda)} = J^T (J J^T + \lambda^2 I)^{-1} = \sum_{i=1}^m \frac{\sigma_i}{\sigma_i^2 + \lambda^2} v_i u_i^T \quad (5.3)$$

AUTEUR : Valentin HUE

TITRE : Simulation de mouvement humain sur postes de travail pour le diagnostic et l'aide à la conception

DIRECTEURS DE THÈSE : Pascale CHIRON et Jean-Yves FOURQUET

LIEU ET DATE DE SOUTENANCE : ENI de Tarbes le 15 Octobre 2008

RÉSUMÉ :

Les travaux présentés dans ce mémoire concernent la génération automatique de postures et mouvements humains sur poste de travail industriel. L'objectif poursuivi est d'animer de façon réaliste un mannequin numérique afin de simuler un opérateur dans l'exécution de sa tâche. Cette animation doit permettre d'aider à l'analyse des facteurs biomécaniques pouvant engendrer des Troubles Musculo-Squelettiques. Dans un premier temps, des choix de modélisation sont proposés en fonction de ce contexte spécifique. Le modèle retenu se base sur une représentation squelettique du haut du corps composé de corps rigides et de liaisons idéales et intègre des données anthropométriques. Ensuite, un schéma général de lois de commande à base de modèle cinématique est développé. Il est décliné en plusieurs stratégies qui sont testées sur des mouvements caractéristiques et sur poste de travail. Ces tests et la comparaison aux mesures effectuées sur sujet humain permettent d'évaluer les performances du schéma de commande et les choix réalisés. Ces travaux ont donné naissance à un outil logiciel, baptisé OLARGE-TMS, de simulation de mouvement humain sur poste de travail.

MOTS-CLÉS : Génération mouvement humain, redondance, robotique, cinématique, décomposition en valeurs singulières, postes de travail, conception.

Laboratoire Génie de Production de l'Ecole Nationale d'Ingénieurs de Tarbes

47, Avenue d'Azereix, BP 1629, 65016 TARBES CEDEX

SIMULATION OF HUMAN MOVEMENT ON WORKING STATIONS FOR THE DIAGNOSIS AND
THE ASSISTANCE TO THE CONCEPTION

Keywords :

Human movement generation, redundancy, robotics, kinematics, Singular Value Decomposition, working stations, conception

Abstract :

The works presented in this memory concern the automatic generation of postures and human movements on industrial workstation. The aim is to animate in a realistic way a numerical mannequin in order to simulate an operator in the execution of his task. This animation must make it possible to contribute to the analysis of the biomechanical factors which can engender musculo-skeletal disorders. At first, choices of modelling are proposed according to this specific context. The model selected is based on a skeletal representation of the top of the body made up of rigid bodies and ideal connections, and integrates anthropometric data. Then, a general plan of laws of order based on kinematic model is developed. It is declined in several strategies which are tested on characteristic movements and workstation. These tests and the comparison with the measurements taken on human subject make it possible to evaluate the performances of the plan of order and the choices carried out. This work gave rise to a software tool, baptized OLARGE-TMS, for simulation of human movement on workstation.