



HAL
open science

Étude et conception de la commande de mannequins virtuels dynamiques pour l'évaluation ergonomique des postes de travail

Giovanni de Magistris

► To cite this version:

Giovanni de Magistris. Étude et conception de la commande de mannequins virtuels dynamiques pour l'évaluation ergonomique des postes de travail. Robotique [cs.RO]. UPMC Université Paris VI, 2013. Français. NNT: . tel-01278858

HAL Id: tel-01278858

<https://hal.science/tel-01278858>

Submitted on 25 Feb 2016

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

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

THÈSE DE DOCTORAT

DE L'UNIVERSITÉ PIERRE ET MARIE CURIE

École Doctorale de Science Mécanique, Acoustique, Électronique et Robotique de Paris

Spécialité

Mécanique - Robotique

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR de l'UNIVERSITÉ PIERRE ET MARIE CURIE

Présentée par

Giovanni DE MAGISTRIS

**Étude et conception de la commande de mannequins virtuels
dynamiques pour l'évaluation ergonomique des postes de travail**

Soutenue le 11 décembre 2013

Devant le jury composé de :

M. Étienne BURDET	Professeur à l'Imperial College de Londres	Rapporteur
M. Ronan BOULIC	Maître d'Enseignement et de Recherche à l'EPFL	Rapporteur
M. Xuguang WANG	Directeur de recherche à l'IFSTTAR	Examineur
M. Faiz BEN AMAR	Professeur à l'Université Pierre & Marie Curie	Examineur
Mme. Julie CHARLAND	Manager chez Dassault Systèmes à Montréal	Examineur
M. Alain MICAELLI	Directeur de recherche au CEA/LIST	Directeur de Thèse
M. Jacques MARSOT	Ingénieur, responsable du laboratoire ICS, INRS	Encadrant
M. Jonathan SAVIN	Responsable d'études au laboratoire ICS, INRS	Encadrant

Doctor of Philosophy
of the
Pierre and Marie Curie University
in
Mechanics - Robotics

Presented by

Giovanni DE MAGISTRIS

**Dynamic Digital Human Model control design for the assessment of
the workstation ergonomics**

Defended on December 11th, 2013

Committee in charge

Mr Etienne BURDET	Professor at Imperial College of London	Referee
Mr Ronan BOULIC	Responsible for education and research at EPFL	Referee
Mr Xuguang WANG	Research Director at IFSTTAR	Examiner
Mr Faiz BEN AMAR	Professor at Pierre & Marie Curie University	Examiner
Mrs Julie CHARLAND	Manager at Dassault System, Montréal	Examiner
Mr Alain MICAELLI	Research Director at CEA/LIST	Adviser
Mr Jacques MARSOT	Engineer, Responsible of ICS Laboratory at INRS	Supervisor
Mr Jonathan SAVIN	Responsible of studies at ICS Laboratory, INRS	Supervisor

Résumé

Cette thèse est centrée sur l'évaluation des facteurs de risque biomécanique des postes de travail dès les premières phases de conception. Habituellement, ce type d'évaluation s'appuie sur des mises en situation sur des postes de travail comparables ou des prototypes physiques. Les données traitées sont principalement issues de questionnaires, d'analyses vidéo et d'entretien. Le recueil de données quantitatives précises sur les postures et les efforts nécessite une instrumentation complexe et coûteuse : électromyographie, capteurs de forces, goniomètre, système de capture de mouvement, etc. Par ailleurs, la mise en œuvre de ces techniques peut entraver l'exécution de la tâche que l'on souhaite analyser. Une solution alternative consiste à faire ces mises en situation directement à partir des modèles numériques du futur poste de travail, sans même devoir recourir à un poste similaire ou un prototype physique. Des mannequins numériques offrant de telles fonctionnalités sont actuellement proposés dans des logiciels de conception assistée par ordinateur (CAO).

Cependant, ces mannequins reposent principalement sur des caractéristiques moyennes et des modèles statiques, qui peuvent dans certains cas induire une sous-estimation des contraintes subies par l'opérateur.

Un objectif ambitieux consiste donc à développer un modèle d'humain virtuel dynamique capable de calculer automatiquement, à partir d'une description simple de la tâche, des mouvements réalistes en ce qui concerne les positions, vitesses, accélérations et couples appliqués, ceci afin d'effectuer une évaluation ergonomique fiable d'une situation de travail. Pour atteindre cet objectif, nous avons développé un mannequin numérique dynamique contrôlé en force et en accélération, inspiré par le contrôle moteur humain. Notre contrôleur effectue plusieurs tâches simultanément et en temps réel. Les algorithmes de contrôle sont basés sur la capacité humaine à s'adapter et interagir avec des environnements différents en réglant la force et l'impédance. Le contrôleur combine un problème d'optimisation multi-objectifs (gestion de l'équilibre et des contacts, manipulation) avec un modèle de l'apprentissage humain (l'homme apprendrait de nouvelles dynamiques grâce à la minimisation de l'instabilité, de l'erreur et de l'effort). L'intérêt de la méthode de contrôle proposée a été mis en évidence grâce à différentes simulations.

La validation de notre modèle est basée sur la comparaison des données biomécaniques mesurées expérimentalement avec celles calculées avec notre modèle dynamique de mannequin. Pour cela, une tâche expérimentale de pose d'inserts a été adaptée et mise en œuvre par les membres de l'équipe du laboratoire de Biomécanique et d'Ergonomie du département Homme au Travail de l'INRS. Onze sujets

ont posé de deux façons différentes (à main nue et à l'aide d'un outil) dix inserts sur des supports placés devant eux.

Nous avons ensuite simulé cette tâche en paramétrant notre modèle de mannequin selon l'anthropométrie des onze sujets. Les trajectoires et les vitesses obtenues en simulation, ainsi que le calcul de l'évaluateur biomécanique OCRA, qui permet d'apprécier le risque de troubles musculo-squelettique lors de manutention répétitive, sont proches des résultats mesurés lors des essais.

En outre, dans le cadre d'une collaboration avec une équipe de l'Imperial College de Londres, nous avons étudié une tâche d'insertion pour observer comment l'humain la réalise et dans quelle mesure la force appliquée évolue lors de multiples répétitions de la tâche. Grâce au robot planaire à trois degrés de liberté de l'Imperial College, nous avons ainsi étudié comment l'activité musculaire et la force d'insertion varient, à partir des données enregistrées sur six sujets soumis à ce protocole.

Mots Clés : *Mouvements de Mannequins Numériques, Contrôleur dynamique, Apprentissage humain, Évaluation ergonomique*

Abstract

The present thesis is focused on the evaluation of the biomechanical risk factors of a work-station or work-situation at the design stage. Generally, this evaluation is based upon experimental observations on comparable work stations or physical prototypes. The processed data in this case are mainly obtained from questionnaires, video analysis and interviews. The collection of precise quantitative data about postures and efforts requires complex and expensive technologies : electromyography, force sensors, motion capture system, etc. The use of those techniques can even hamper the execution of the analyzed task. An alternative solution consists in running simulations directly based on the future workstation digital design. Digital human models (DHM) with such features are currently available in computer-aided design (CAD) software.

However, those digital human models present average characteristics and rely on static models, which induce in certain cases an underestimation of the operator's constraints. Consequently, an ambitious objective consists in developing a virtual human able to automatically calculate, from a simple description of the task, realistic motion in terms of position, speed, acceleration and applied couples, in order to obtain reliable ergonomic evaluation of a workstation. To reach this objective, we have developed a dynamic digital human model controlled by force and acceleration, inspired by human motor control. Our controller executes several tasks simultaneously in real time. Control algorithms are based upon the human ability to adapt and interact with different environments by adjusting force and impedance. The controller combines a multi-objective optimization problem (managing balance and contacts, manipulation) with a human learning model (humans would learn new dynamics because of a minimization of instability, error and effort). The interest of this method has been underlined through different simulations.

This validation is based upon comparison of experimentally-measured biomechanical data with those from our dynamic digital human model simulations. For this purpose, an experimental task of inserts handling was adapted and carried out by researchers from the Biomechanics and Ergonomics Laboratory of the "Working Life" Department of the INRS. Eleven subjects handled ten inserts in two different ways (bare-handed or using a tool), placing them on supports in front of them.

We then simulated this task, parameterizing our digital human model according to the anthropometry of the eleven subjects. Trajectories and speed obtained through simulation, along with OCRA biomechanical evaluation, which assesses work-related musculoskeletal disorders risk during repetitive handling, are close to

the results obtained through experiments.

Furthermore, through a collaboration with a team from the Imperial College of London, we studied an insertion task in order to observe how humans realize it, and to what extent the applied force evolves through the repetitions of the task. The three degree of freedom planar robot of the Imperial College allowed us to study variation of impedance and insertion force upon data collected with six subjects who executed the protocol explained above.

Keywords : *Digital Human Model, Dynamic control, Ergonomic analysis, Human learning*

Remerciements

Je tiens dans un premier temps à remercier Monsieur Alain MICAELLI, Directeur de recherche au CEA/LIST, pour m'avoir confié ce travail de recherche, ainsi que pour son aide et ses précieux conseils au cours de ces années, même quand je le sollicitais le vendredi soir à 19 heures avant le départ en week-end. Je remercie également Monsieur Jonathan SAVIN, ingénieur responsable d'études au laboratoire ICS de l'INRS et co-encadrant de ce travail de thèse, pour ses idées, sa sympathie, sa disponibilité, son amitié, ses conseils, ainsi que pour son aide précieuse de tous les jours. Merci à Jacques MARSOT, Ingénieur responsable du laboratoire ICS de l'INRS et co-encadrant de ce travail de thèse, pour ses multiples conseils et pour toutes les heures qu'il a consacrées dans cette recherche, ainsi que pour sa grande disponibilité et son respect sans faille des délais serrés de relecture des documents que je lui ai adressés.

Je tiens à remercier deux fois Monsieur Étienne BURDET, Professeur à l'Imperial College de Londres, premièrement pour m'avoir ouvert les portes de son laboratoire pour collaborer avec son équipe, et deuxièmement pour avoir accepté d'être le rapporteur de ce travail.

Je remercie Monsieur Ronan BOULIC, Maître d'Enseignement et de Recherche à l'EPFL, pour avoir accepté d'être le rapporteur de ce travail.

Je remercie également Madame Julie CHARLAND, Manager chez Dassault Systèmes à Montréal, et Monsieur Xuguang WANG, Directeur de recherche à l'IFSTTAR, d'avoir accepté de participer à ce jury.

Je remercie Monsieur Faiz BEN AMAR, Professeur à l'Université Pierre & Marie Curie, président de ce jury, ainsi que lors de la soutenance de mi-parcours.

Je remercie Monsieur Claude ANDRIOT, Expert sénior au CEA/LIST, pour son aide technique et son accueil à chaque fois que j'ai sollicité son aide.

Je remercie Monsieur Laurent CHODORGE, Chef de laboratoire CEA/LIST/LSI, qui m'a ouvert les portes du laboratoire LSI.

Je remercie Monsieur Paul EVRARD, Ingénieur chercheur au CEA/LIST, pour ses conseils techniques, sa disponibilité pour résoudre les problèmes techniques et son amitié.

Je remercie également l'ensemble des membres de l'équipe d'Étienne Burdet de l'Imperial College de Londres de m'avoir chaleureusement accueilli. En particulier, Atsushi TAKAGI, Doctorant de l'Imperial College de Londres, pour son aide et sa gentillesse.

Ce travail n'aurait pu aboutir sans l'aide de nombreuses personnes. Que me

pardonnent celles que j'oublie ici, mais j'adresse une pensée particulière à Madame Clarisse GAUDEZ, médecin biomécanicien au laboratoire LBE de l'INRS, qui m'a énormément aidé avec ses conseils constructifs pendant ces années. Merci à Messieurs Olivier MOREL et Gilles RENO, techniciens de laboratoires confirmés à l'INRS, pour leur collaboration technique dans le projet.

J'ai pu travailler dans un cadre particulièrement agréable, grâce à l'ensemble des membres de l'équipe du laboratoire LSI du CEA. Merci à tous pour votre bonne humeur, pour toutes ces séances de rires et de sourires, et pour toutes ces discussions autour d'un café où, comme il se doit, nous avons refait le monde.

Mes dernières pensées (mais elles sont les premières dans mon cœur) iront vers ma famille, et surtout mes parents, qui m'auront permis de poursuivre mes études jusqu'à aujourd'hui. GRAZIE MAMMA E PAPÀ.

Table des matières

Nomenclature	xix
1 Introduction	1
1.1 Contexte	1
1.2 État de l’art sur les mannequins numériques	6
1.2.1 Mannequins génériques pour l’analyse de postes de travail	9
1.2.2 Mannequins pour l’analyse de postes spécifiques	12
1.3 Limites des mannequins numériques	16
1.4 Problématique scientifique : simulation réaliste du mouvement humain	17
1.5 Contexte d’utilisation envisagé : aide à la conception du poste de travail	18
1.6 Validation	19
1.7 Présentation du plan du mémoire	20
2 Expérimentations	23
2.1 Analyse de la tâche de pose d’insert pour son évaluation ergonomique	24
2.1.1 Description	24
2.1.2 Observations	30
2.2 Analyse de la tâche de pose d’inserts du point de vue de son appren-	
tissage	32
2.2.1 Description	32
2.2.2 Observations	33
3 Architecture logicielle et choix techniques	39
3.1 Cahier des charges de l’outil d’aide à la conception	39
3.2 Choix techniques pour le développement d’un premier démonstrateur	42
3.2.1 Couche actions	42
3.2.2 Couche générateur des mouvements	44
3.2.3 Couche physique	44
3.2.4 Couche graphique	45
4 Un contrôleur multi-objectifs basé sur des comportements hu-	
mains	47
4.1 État de l’art sur le contrôle moteur humain	47
4.1.1 Formation de trajectoires	47
4.1.2 Contrôle moteur	51

4.2	État de l'art sur les techniques de contrôle	64
4.2.1	Contrôle adaptatif et par apprentissage	64
4.2.2	Contrôle du MN dans des environnements basés sur la physique	69
4.3	Synthèse du contrôleur	70
4.3.1	Caractéristiques humaines	71
4.3.2	Techniques de contrôle	72
4.4	Contrôleur dynamique multi-objectifs basé sur des comportements humains	73
4.4.1	Modélisation cinématique du MN	73
4.4.2	Modèle dynamique	75
4.4.3	Régulateur adaptatif basé sur les comportements humains . .	76
4.4.4	Contrôleur feedforward et feedback	80
5	Résultats expérimentaux et simulations	85
5.1	Validation du contrôleur adaptatif	85
5.1.1	Paramétrisation du simulateur	86
5.1.2	Apprentissage d'un mouvement de la main en conditions libres ou perturbées	86
5.1.3	Simulation de la pose d'insert	88
5.1.4	Discussion	93
5.2	Validation du réalisme du MN	93
5.2.1	Paramétrisation du moteur de calcul	94
5.2.2	Évaluation biomécanique	95
5.2.3	Analyse des profils des trajectoires	97
5.2.4	Analyse des profils des vitesses	103
5.2.5	Couples articulaires	106
5.3	Tâche d'insertion du point de vue de l'apprentissage	106
5.3.1	Force d'insertion	107
5.3.2	Modèle d'apprentissage de l'activité musculaire	110
5.3.3	Apprentissage : durée de la phase d'approche	117
5.3.4	Discussion	119
6	Conclusion et perspectives	121
6.1	Conclusion	121
6.2	Perspectives sur la tâche de pose d'insert	122
6.2.1	Prise en compte de la préhension	122
6.2.2	Prise en compte de la variabilité gestuelle	124
6.3	Perspectives sur l'utilisation du MN dans des tâches plus complexes	124

6.3.1	Combinaisons de tâches	124
6.3.2	Approche générique de la manipulation d'objets	125
6.4	Perspectives : intégration de modèles musculaires	126
A	Position des marqueurs	129
B	Minjerk	131
B.1	Invariance par rapport aux rotations et les translation	131
B.2	Relation à la loi de puissance 2/3	131
B.3	Construction du modèle de jerk	133
B.4	Simulation du minimum jerk	134
C	Convergence du contrôleur	137
C.1	Relation entre l'espace cartésien et l'espace articulaire	137
C.2	Analyse de convergence du contrôleur	138
C.2.1	Coût de l'erreur du mouvement	138
C.2.2	Coût métabolique	141
D	Indice OCRA	145
	Bibliographie	149

Table des figures

1.1	Processus de réduction de risque du point de vue de concepteur (image tirée de [AFNOR 2010])	4
1.2	Mannequin numérique utilisé lors de la conception d'un poste de travail dans l'industrie automobile (image tirée de [Lämkkull 2009]) .	5
1.3	Un modèle conceptuel de coût pour comparer la conception ergonomique classique avec la CAO (image tirée de [Chaffin 2001])	6
1.4	Le mannequin Jack	9
1.5	Le mannequin DELMIA	10
1.6	Le mannequin SAMMIE CAD	11
1.7	Le mannequin PROCESS-ENGINEER	12
1.8	Le mannequin RAMSIS	13
1.9	Le mannequin BHMS	14
1.10	Le mannequin MAN3D	15
1.11	Le mannequin SantosHuman	16
1.12	Contexte d'utilisation envisagé pour cet outil	18
1.13	Démarche pour la construction d'un premier démonstrateur	20
2.1	Plaque avec les quatre réglettes sur lesquelles se trouvent les supports d'insert (cf. figure 2.3b). La réglette utilisée pour notre expérience est cerclée en rouge	24
2.2	Outil répondant à des critères ergonomiques spécifiques	25
2.3	Insert et support	25
2.4	Expérimentations de pose d'inserts en laboratoire	26
2.5	Les angles articulaires	29
2.6	Modèle de la tâche de pose d'inserts avec la main droite	31
2.7	Modèle de la tâche de pose d'inserts avec les deux mains. Main G sont les états pour la main gauche et Main D pour la main droite . .	32
2.8	Synoptique expérimental	33
2.9	Le banc expérimental vu du côté gauche	34
2.10	Le banc expérimental vu du côté droit	34
2.11	Vue de l'insert sur son support	35
2.12	Vue latérale du système mécanique : cylindre, pince, insert et support. Dans cette vue latérale, nous avons représenté, sur une échelle de temps, les deux phases de l'essai : phase d'approche et phase d'insertion.	36

2.13	Mesure de la force d'insertion de l'insert	37
3.1	Architecture système du module de simulation d'évaluation ergonomique	40
3.2	La couche générateur des mouvements du MN	41
3.3	Illustration d'un contact avec LMD (image tirée de [Sreng 2008])	45
4.1	Les mesures de w , h et d pour la loi 3D de Fitt	50
4.2	L'ellipse de raideur de la main obtenue au cours de la tâche posturale (image tirée de [Flash 1987])	53
4.3	Trajectoires initiales sans perturbation (A); trajectoires avec champ de forces perturbateur (B); trajectoires après apprentissage correcteur (C); trajectoires après suppression du champ perturbateur (D) (image tirée de [Gribble 2000])	54
4.4	Relevés EMG pour des mouvements du coude (A) et de l'épaule (B) (image tirée de [Gribble 1999])	55
4.5	Relevés EMG pour des mouvements simultanés coude-épaule : sens opposés (A) et même sens (B) (image tirée de [Gribble 1999])	56
4.6	Synoptique expérimental (A) et champ perturbateur (B) (image tirée de [Conditt 1997])	56
4.7	Tracé de cercle : sans champ perturbateur (A); réaction après disparition du champ perturbateur - apprentissage avec des cercles (B); réaction après disparition du champ perturbateur - apprentissage avec des droites (C); application soudaine du champ perturbateur (D); compensation après apprentissage avec des cercles (E); compensation après apprentissage avec des cercles (F) (image tirée de [Conditt 1997]).	57
4.8	Rôles respectifs des cortex cérébraux, cérébelleux et des ganglions de la base (image tirée de [Doya 2000])	58
4.9	Contrôle en feedback et feedforward utilisant le modèle inverse de l'objet (image tirée de [Kawato 1999])	59
4.10	Coordination entre la force de levage et la force de serrage (image tirée de [Kawato 1999])	60
4.11	Expérimentation sur le bras humain durant la planification d'un mouvement (image tirée de [Flanagan 2001])	61
4.12	Activité mesurée par FMRI (image tirée de [Imamizu 2000])	62
4.13	Architecture de commande dynamique compatible avec le λ -modèle (image tirée de [Morasso 2001])	63
4.14	Architecture de commande et représentation physiologique du suivi oculaire (image tirée de [Wolpert 1998])	64

4.15	Architecture de contrôle avec prédicteur de Smith (image tirée de [Wolpert 1998])	65
4.16	Contrôle d'impédance vis-à-vis d'un champ divergent (image tirée de [Burdet 2001])	65
4.17	Modification des ellipsoïdes d'impédance du bras. En vert sans champ divergent, en rouge avec champ divergent (image tirée de [Burdet 2001])	66
4.18	Commande adaptative et d'apprentissage humain	71
4.19	MN avec skinning et géométrie de collision (à gauche). Modèle de la main droite avec dépouillement et géométrie de collision (à droite) .	74
4.20	Schéma de principe du dispositif de contrôle cartésien	81
4.21	Le cône de frottement	82
5.1	Maquette numérique simulant l'action de préhension (à gauche). La trajectoire de la main droite (à droite)	87
5.2	Raideur articulaire apprise pendant le mouvement point à point (valeur moyenne de chaque itération)	88
5.3	Amortissement articulaire appris pendant le mouvement point à point (valeur moyenne de chaque itération)	89
5.4	Couple appris (valeur moyenne de chaque itération)	89
5.5	Erreur de position [m] et d'orientation [rad] (valeur moyenne de chaque itération)	90
5.6	Erreur de vitesse linéaire [m/s] et angulaire [rad/s] (valeur moyenne de chaque itération)	90
5.7	Maquette numérique simulant la pose d'un insert. Le torseur d'interaction est déduit des contacts entre l'insert et son support virtuel avec une raideur $K_{obj} = 1000$ N/m dans les quatre directions (en haut à droite). Les objectifs sont : CdM (centre de masse) pour l'équilibre; c (contacts) pour les contacts non-glissants; MainD (main droite) est la tâche pour simuler l'apprentissage humain; tête pour suivre la position de la main droite avec le regard.	91
5.8	Force d'interaction moyenne pendant l'insertion	92
5.9	Raideur articulaire apprise pendant l'insertion (valeur moyenne de chaque itération)	92
5.10	Erreur de position [m] et orientation [rad] pendant l'insertion (valeur moyenne de chaque itération)	93

5.11	Maquette numérique de la tâche avec l'outil. Les objectifs sont : CdM (centre de masse) pour l'équilibre ; la tête pour le suivi de mouvement de l'effecteur ; c (contacts) pour les contacts non-glissants ; MainG (main gauche) et MainD (main droite) sont les tâches des effecteurs finaux pour l'exécution des manipulations.	96
5.12	Rotation pour obtenir la coplanarité de trois points clés	100
5.13	Trajectoires du poignet droit pour le premier sujet	101
5.14	Trajectoires du poignet droit pour le deuxième sujet	102
5.15	Trajectoires du poignet droit pour le troisième sujet	102
5.16	Trajectoires du poignet droit pour le quatrième sujet	103
5.17	Vitesses du poignet droit pour le premier sujet	104
5.18	Vitesses du poignet droit pour le deuxième sujet	104
5.19	Vitesses du poignet droit pour le troisième sujet	105
5.20	Vitesses du poignet droit pour le quatrième sujet	105
5.21	Les couples obtenues en simulations	106
5.22	Évolution de la force d'insertion selon l'usure du support d'insert	107
5.23	Pour les six sujets, valeurs du pic de la force d'insertion selon l'axe \mathbf{y} (barres bleues fines), modèles à double exponentielle associés (courbes bleues épaisses), modules de la force globale d'insertion (signe + de couleur rouge)	109
5.24	Pour le sujet 1, les six EMG pendant la phase d'insertion (bleu) et le modèle double exponentielle (rouge)	111
5.25	Pour le sujet 2, les six EMG pendant la phase d'insertion (bleu) et le modèle double exponentielle (rouge)	112
5.26	Pour le sujet 3, les six EMG pendant la phase d'insertion (bleu) et le modèle double exponentielle (rouge)	113
5.27	Pour le sujet 4, les six EMG pendant la phase d'insertion (bleu) et le modèle double exponentielle (rouge)	114
5.28	Pour le sujet 5, les six EMG pendant la phase d'insertion (bleu) et le modèle double exponentielle (rouge)	115
5.29	Pour le sujet 6, les six EMG pendant la phase d'insertion (bleu) et le modèle double exponentielle (rouge)	116
5.30	Pour les six sujets, durée de la phase d'approche (barres bleues) et modèle polynomial ajusté aux données (rouge)	118
6.1	Différents types de prises avec la main (image tirée de [AFNOR 2007a])	123

B.1 Simulation en utilisant le minimum jerk. Positions XYZ (A) et vitesses (B) de la main droite; le module de la vitesse de la main droite (C).	135
--	-----

Liste des tableaux

1.1	Principaux logiciels de mannequins numériques pour la conception . . .	8
3.1	Description d'un état de la FSM de la couche Actions	43
3.2	Entrées pour les différents états de la FSM	44
4.1	Degrés de liberté pour les articulations du mannequin numérique . .	74
5.1	Pondérations pour les différents objectifs d'optimisation	86
5.2	Paramètres du régulateur	86
5.3	Pondérations pour les différents objectifs d'optimisation des trois simulations	94
5.4	Index OCRA pour la tâche avec la main droite. Moyenne \pm déviation standard pour quatre sujets. MSD désigne le membre supérieur droit	95
5.5	Index OCRA pour la tâche avec les deux mains. Moyenne \pm déviation standard pour quatre sujets. MSD désigne le membre supérieur droit et MSG le membre supérieur gauche	97
5.6	Index OCRA pour la tâche avec l'outil. Moyenne \pm déviation standard pour tous les sujets. MSD est le membre supérieur droit et MSG est le membre supérieur gauche	98
5.7	Trajectoires du poignet droit - Distances entre les trajectoires	101
5.8	Pourcentage des essais ignorés	117
A.1	Degrés de liberté étudiés et positionnement des marqueurs sur les segments corporels [Wu 2005, Pradon 2003]	129
D.1	Valeurs du facteur multiplicateur Po_m	145
D.2	Valeurs du facteur multiplicateur Fo_m	146
D.3	Valeurs du facteur multiplicateur Rc_m	147
D.4	Valeurs du facteur multiplicateur Du_m	147
D.5	Classification de l'indice OCRA à la fin des évaluations	147

Nomenclature

\ddot{q}	le vecteur des accélérations articulaires
$\delta(H^d, H^r)$	l'erreur de déplacement (position et orientation) entre l'état souhaité et l'état courant
$\delta(V^d, V^r)$	l'erreur de vitesse (vitesse linéaire et angulaire) entre l'état désiré et l'état courant
$\dot{\omega}$	le vecteur des accélérations angulaires
\dot{q}	le vecteur des vitesses articulaires
\dot{T}	le vecteur accélération en coordonnées généralisées
\dot{v}	le vecteur des vitesses linéaires
ε	l'erreur de suivi couramment utilisée en robotique
Γ	le moment
γ	le facteur d'oubli
λ	les valeurs propres de la matrice
ω	le vecteur des vitesses angulaires
Φ	la fonction de coût qui adapte la raideur, la couple d'amortissement et le couple d'anticipation
ρ	l'espace avec un modèle dynamique indépendant des forces de contact de non-glissement à des endroits fixes connus, $\rho = Sq$
τ	le vecteur des couples articulaires
$\mathbf{r}(s)$	la trajectoire 3D de la main
A	le vecteur accélération, $A = [\dot{\omega}^T \dot{v}^T]^T$
B	la matrice amortissement
b	une constante déterminée empiriquement
C	la fonction de coût globale
D	la durée du mouvement
F	la force
G	la force de gravité exprimée en coordonnées généralisées

H	la matrice 4 x 4 de transformation homogène $\in SE(3)$
I	la matrice Identité
J	la matrice Jacobienne
J^\dagger	la matrice pseudo-inverse dynamique avec J de plein rang, $J^\dagger = M^{-1} J^T (J M^{-1} J^T)^{-1}$
K	la matrice raideur
k	itération
L	la matrice permettant d'exprimer le couple en coordonnées généralisées, $L = [0 I]^T$
M	la matrice d'inertie en coordonnées généralisées
M_C	la fonction de coût métabolique
M_E	la fonction de coût de l'erreur de trajectoire
N	la matrice associée aux effets de Coriolis et centrifuges
Q	la matrice de pondération
q	le vecteur des positions articulaires
R	le rayon de courbure
S	la matrice permettant de sélectionner une partie des degrés de liberté actionnés, $S = [I 0]$
s	la coordonnée curviligne
T	le vecteur vitesse en coordonnées généralisées
t	le temps
V	le torseur cinématique $\in se(3)$, $V = [\omega^T v^T]^T$
v	le vecteur des vitesses linéaires
W	le torseur des efforts, $W = [\Gamma^T F^T]^T$
x	la coordonnée cartésienne x
y	la coordonnée cartésienne y
z	la coordonnée cartésienne z
Z_s	le facteur de gain de vitesse

Indices et exposants

Dans la notation de ce document, les **indices** suivants sont utilisés :

- CdM : repère lié au centre de masse
- c : contacts non-glissants à des endroits fixes connus, tels que les points de contact entre les pieds et le sol
- end : repère lié à l'effecteur final
- $MainD$: repère lié à la main droite
- $MainG$: repère lié à la main gauche
- $tête$: repère lié à la tête
- $racine$: repère lié à la racine
- q : espace articulaire
- ρ : espace ρ
- ddl : degrés de liberté
- K, B, τ : le taux d'apprentissage de la raideur, de l'amortissement ou du couple

En outre, les **exposants** suivants sont utilisés :

- min : la raideur, l'amortissement et le couple d'anticipation nécessaires pour maintenir la stabilité de la posture et réduire l'écart systématique causé par l'interaction avec l'environnement
- d : valeurs « désirées »
- l : le couple, la raideur ou l'amortissement appris
- ini : la valeur initiale d'une variable
- fin : la valeur finale d'une variable
- int : la valeur intermédiaire d'une variable
- i : torseur dérivée des contacts inconnus avec l'environnement - torseur d'interaction
- ff : feedforward
- fb : feedback
- ob : objet

Introduction

Sommaire

1.1	Contexte	1
1.2	État de l’art sur les mannequins numériques	6
1.2.1	Mannequins génériques pour l’analyse de postes de travail	9
1.2.2	Mannequins pour l’analyse de postes spécifiques	12
1.3	Limites des mannequins numériques	16
1.4	Problématique scientifique : simulation réaliste du mouvement humain	17
1.5	Contexte d’utilisation envisagé : aide à la conception du poste de travail	18
1.6	Validation	19
1.7	Présentation du plan du mémoire	20

1.1 Contexte

La problématique des travaux de thèse présentés dans ce document a pour *origine socio-économique* l’évolution croissante du nombre des **Troubles Musculo-Squelettiques** (TMS).

Les TMS peuvent être définis comme l’ensemble des pathologies péri-articulaires touchant les tissus mous (muscles, tendons, nerfs, vaisseaux, cartilages) des membres supérieurs, inférieurs et du dos [Daubas-Letourneux 1998]. Bien que les facteurs de risques des TMS soient multiples et de différentes natures, les **efforts**, les **mouvements répétitifs**, les **amplitudes articulaires extrêmes** ou une **activité maintenue dans le temps** sont les principaux facteurs de risque d’*origine biomécanique* identifiés [Aptel 2011].

Dans de nombreux pays industrialisés, les TMS représentent une proportion majeure de maladies professionnelles déclarées [Sjogaard 1995, Bernard 1997]. Par exemple, en 2011, les TMS représentaient aux USA un tiers des accidents et maladies professionnelles entraînant un arrêt de travail [Bureau of Labor Statistics 2011] ; en

France, ils constituent la première pathologie indemnisée par le régime général de la sécurité sociale, soit environ 80 % des maladies professionnelles reconnues, et plus de 9 millions de journées de travail perdues [CNAM-TS 2012]. En conséquence, la prévention des TMS demeure depuis plusieurs années un enjeu prioritaire en matière de santé au travail.

Dans les industries manufacturières, l'évolution croissante des TMS est en partie liée à l'évolution des modes de production mis en place pour répondre aux exigences de productivité également croissante. Afin de satisfaire les attentes des clients avec des produits de plus en plus différenciés, les systèmes de production doivent être adaptés à de nombreuses références différentes avec des passages fréquents et rapides de l'une à l'autre.

Pour les concepteurs des systèmes de production, la recherche de ces objectifs passe notamment par une intensification et une standardisation des façons de faire des opérateurs. Ainsi, l'opérateur reçoit une *gamme opératoire* qui décrit, pour chaque étape du processus de fabrication, les gestes à pratiquer et le temps imparti, ce qui rend difficile le développement de stratégies gestuelles propres [Chassaing 2004]. Ce dernier se trouve alors pris dans un cercle vicieux de répétition à l'identique de ses mouvements [Clot 2005, Bourgeois 2000]. Cette **absence de variabilité** s'ajoute aux facteurs de risque biomécaniques précédemment cités [Silverstein 1986, Kilbom 1987, Putz-Anderson 1988, Sluiter 2001, Buckle 2002]. Les structures musculo-tendineuses sollicitées sont toujours les mêmes, pouvant empêcher un temps de récupération suffisant. D'un point de vue biomécanique, les TMS résultent donc de l'association d'hyper-sollicitations mais aussi d'hypo-récupérations. Le **stress** perçu et des **facteurs de risque psychosociaux**, tels que l'exigence psychologique élevée associée à un faible contrôle sur le travail sont également en lien avec le risque de TMS [der Windt 2000, Bongers 2006, Tulder 2007, Côté 2008, Rijn 2009].

En matière de **prévention** des risques professionnels, les concepteurs sont soumis à des règles techniques définies dans la directive 2006/42/CE dite « Machines » [EU 2006] et les normes associées [AFNOR 2010]. Ces règles sont centrées sur l'estimation *a priori* des risques. Elles fixent comme objectif au concepteur d'obtenir par itérations successives le niveau de risque résiduel le plus faible possible compte tenu de l'état de la technique : c'est la notion de *prévention intégrée* (cf. figure 1.1). Vis-à-vis de la problématique des TMS, les exigences de cette directive ont été renforcées au début des années 2010 : plusieurs normes liées à l'évaluation des risques physiques ont été publiées ces 5 dernières années, notamment la norme NF EN 1005-5 [AFNOR 2007a] qui permet d'apprécier le risque de TMS relatif à la manutention répétitive à fréquence élevée. Cette appréciation est basée d'une part sur l'identifi-

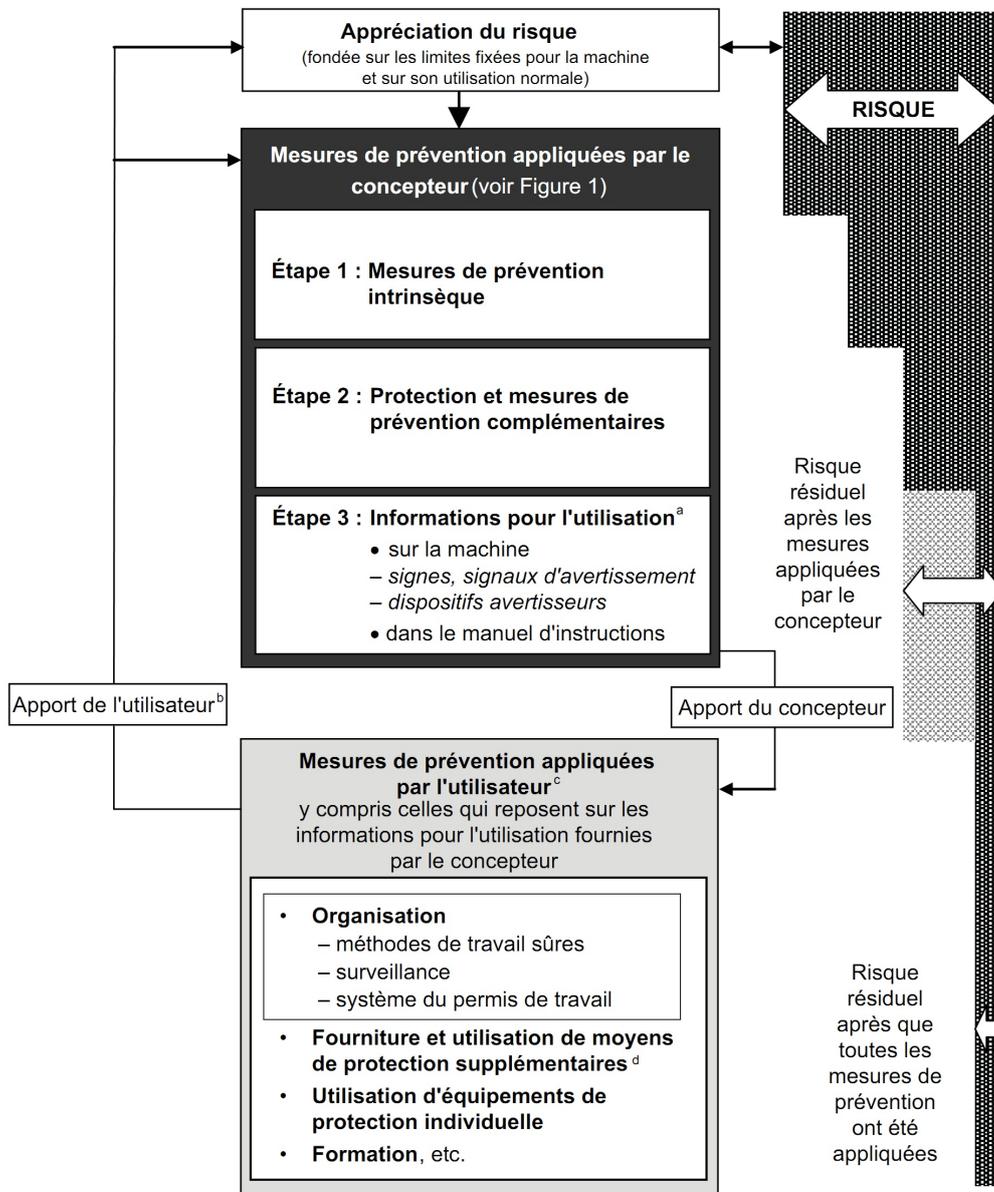
cation et le comptage des actions techniques réalisées par l'opérateur (données de conception), et d'autre part sur l'évaluation des facteurs biomécaniques (posture, efforts, répétitivité des gestes, durée de la tâche ou autres paramètres, selon l'outil d'évaluation utilisé).

Un premier niveau d'**analyse** de ces facteurs repose sur l'observation de l'activité des opérateurs (enregistrement vidéo) et des questionnaires, par exemple pour évaluer les efforts fournis au poste de travail.

Une analyse plus précise nécessite des moyens de métrologie avancés : capteurs de force pour la mesure des efforts ou électromyographie de surface pour les efforts musculaires, capture de mouvement pour les positions articulaires des segments corporels (posture), etc. Ces moyens peuvent entraver, et donc modifier, l'exécution de la tâche que l'on souhaite analyser (les opérateurs sont équipés de capteurs). Par ailleurs, ce type d'analyse est difficilement applicable dans les premières phases de conception car il nécessite des prototypes du poste de travail futur [Badler 1993, Morrissey 1998, Zhang 2000]. Il nécessite également une expertise en biomécanique et en physiologie. De ce fait, il est plutôt réservé à des expérimentations en laboratoire et n'est généralement pas utilisé par les concepteurs.

Grâce aux progrès des technologies informatiques observés au cours des vingt dernières années dans le domaine de la conception assistée par ordinateur (CAO) [Claudon 2006], une démarche complémentaire est apparue, basée sur la simulation. Des outils ont été développés pour l'analyse de l'ergonomie de postes de travail, et connaissent une diffusion de plus en plus large grâce au concept de l'**usine numérique** [Arndt 2006]. En effet, ces environnements logiciels intègrent des modèles d'humains virtuels, également appelés **mannequins numériques** (MN) qui permettent aux concepteurs, bureaux d'études [Haesen 2009] et cabinets de conseil [France 2007], de représenter et de mettre virtuellement en situation des opérateurs ayant des caractéristiques données (cf. figure 1.2) afin d'évaluer les contraintes futures d'un poste de travail (anthropométrie, zones d'atteinte, performances physiques, analyse de temps).

Aujourd'hui, les MN utilisés en conception sont reconnus dans différentes normes comme étant des outils possibles pour l'**évaluation** dès la conception des facteurs de risques biomécaniques [AFNOR 2005, AFNOR 2007a]. Dans ce domaine, on trouve dans la littérature scientifique de nombreux travaux relatifs à l'application des MN pour l'évaluation en conception de l'ergonomie de poste de travail [Jayaram 2006, Annarumma 2008, Berlin 2009] avec des logiciels de mannequin incluant des **indicateurs ergonomiques** issus de standards industriels ou établis par la communauté scientifique (on peut citer par exemple RULA [MacAtamney 1993], OCRA [Occhipinti 1998] et EAWS [Schaub 2012]).



^a La fourniture d'informations adéquates pour l'utilisation fait partie de la contribution du concepteur à la réduction du risque, mais les mesures de prévention correspondantes ne prennent effet que lorsqu'elles sont appliquées par l'utilisateur.

^b L'apport de l'utilisateur est constitué par l'information qui est donnée au concepteur, soit par la communauté des utilisateurs en ce qui concerne l'utilisation normale de la machine en général, soit par un utilisateur particulier.

^c Il n'existe aucune hiérarchie entre les diverses mesures de prévention appliquées par l'utilisateur. Ces mesures de prévention ne font pas partie du domaine d'application de la présente Norme internationale.

^d Il s'agit des mesures de prévention rendues nécessaires par un ou des procédés de fabrication qui ne sont pas envisagés dans le cadre de l'utilisation normale de la machine ou par des conditions spécifiques d'installation qui échappent au concepteur.

FIGURE 1.1: Processus de réduction de risque du point de vue de concepteur (image tirée de [AFNOR 2010])

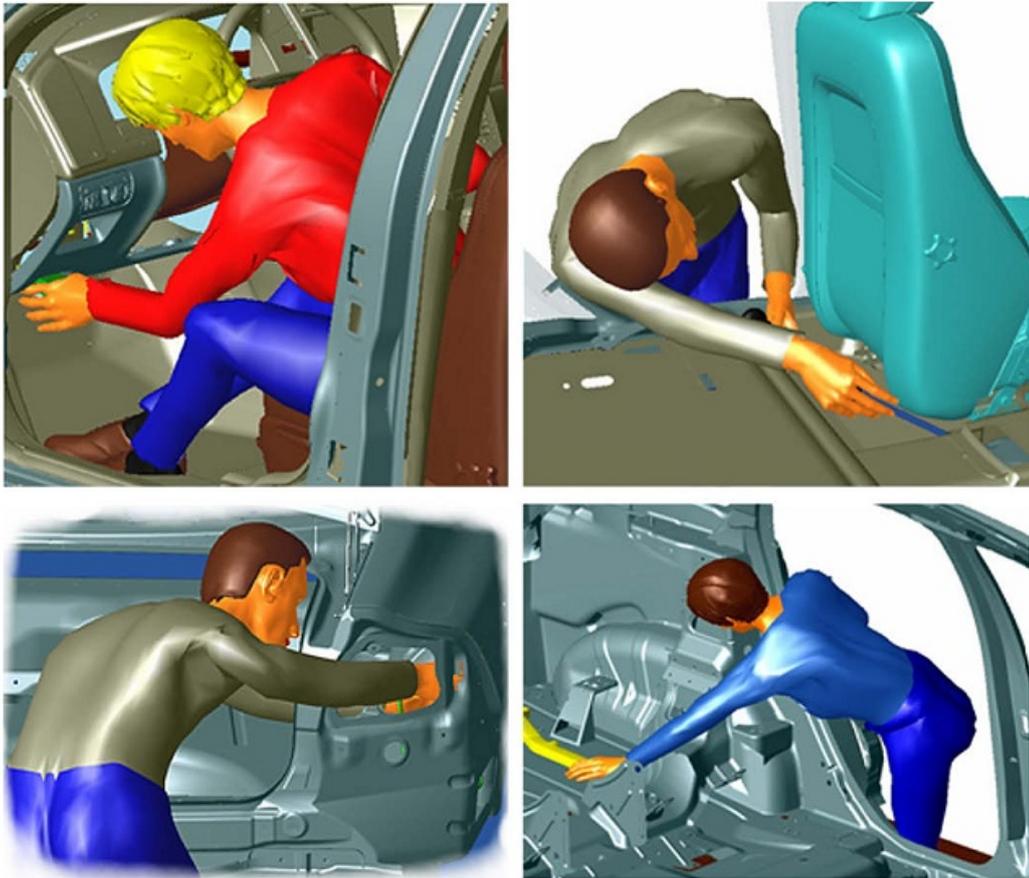


FIGURE 1.2: Mannequin numérique utilisé lors de la conception d'un poste de travail dans l'industrie automobile (image tirée de [Lämkkull 2009])

Intervenant avant même la réalisation de prototypes physiques du poste de travail, les MN contribuent ainsi à l'application des principes de sécurité dès la conception, conformément à la réglementation européenne [EU 2006]. Ils peuvent également constituer un support de communication et de coordination entre les différents acteurs du projet (concepteurs, préventeurs, utilisateurs, décideurs).

L'**aspect économique** est un autre élément en faveur du développement des MN. En effet, bien que l'utilisation de la modélisation numérique humaine soit d'un coût plus élevé que les méthodes classiques d'évaluation ergonomique lors des phases initiales de projets, elle peut rapidement conduire à une réduction des coûts et du temps de développement. Cette particularité est illustrée par le modèle conceptuel de coût décrit dans [Chaffin 2001], qui compare les profils de coûts d'un processus de conception ergonomique classique et ceux d'un processus informatisé (cf. figure 1.3).

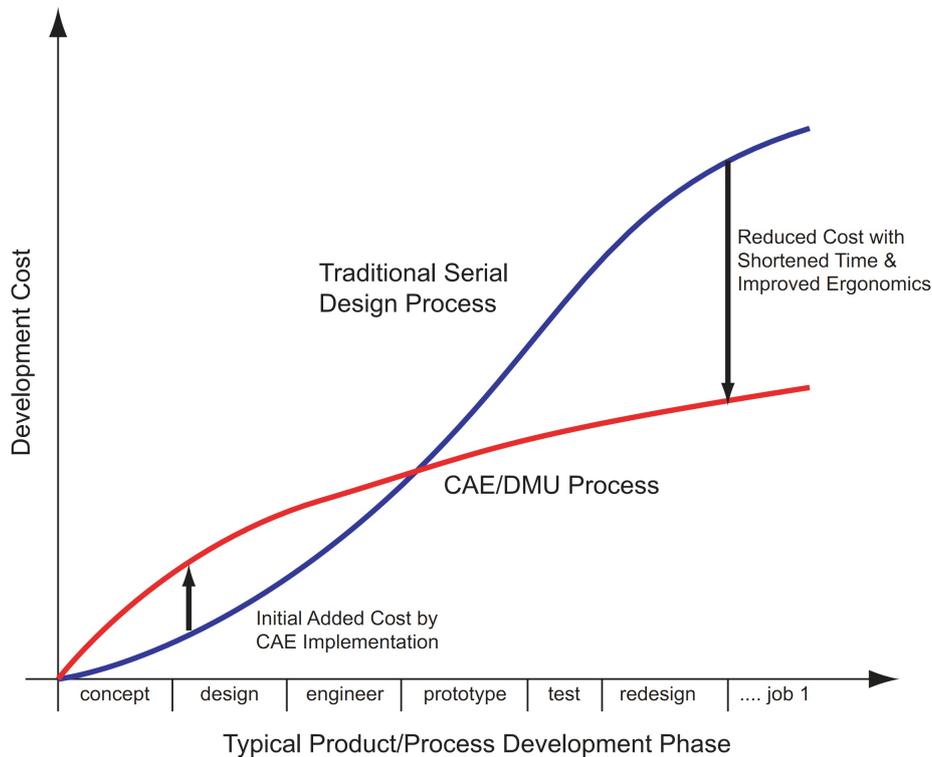


FIGURE 1.3: Un modèle conceptuel de coût pour comparer la conception ergonomique classique avec la CAO (image tirée de [Chaffin 2001])

1.2 État de l'art sur les mannequins numériques

À partir des années 1960, la littérature scientifique a présenté un certain nombre de MN. Initialement, ces modèles numériques permettaient la représentation graphique d'une forme humaine en conditions statiques, et pour laquelle il était essentiellement possible de faire varier les dimensions anthropométriques et certains éléments de posture.

L'intégration des MN au sein d'environnements virtuels de conception est évoquée depuis le début des années 2000 [Chedmail 2002]. Aujourd'hui, leur utilisation est une réalité : on parle alors d'**humains virtuels**, colocalisés avec un opérateur réel évoluant dans un univers virtuel, ce qui leur confère des mouvements plus réalistes. Différents laboratoires académiques et industriels cherchent maintenant à enrichir le comportement et les fonctionnalités de ces MN en leur ajoutant des modules de calcul avancés (interaction homme-machine [Pouliquen 2006], calcul des efforts articulaires en temps réel, optimisation des déplacements de l'opérateur selon ses performances physiques et les risques présents dans l'environnement de travail

[Shahrokhii 2009]).

Nous nous intéressons ici aux principaux **outils logiciels** de MN exploités en conception dans le milieu industriel.

Les principales **fonctions** dévolues à ces produits concernent :

- la **représentation numérique d'opérateurs** dans des plans CAO 3D de postes de travail. Pour cela, les MN sont paramétrables du point de vue anthropométrique (modèles féminins et masculins, paramétrables selon des bases de données anthropométriques ou au choix du concepteur) et biomécanique (limites angulaires des articulations) ;
- la **simulation de postures** et/ou de **séquences d'activité** (gestes, changement de posture, saisie d'un objet, déplacement, etc.). Les MN peuvent être animés manuellement, soit par cinématique directe et/ou inverse, soit à partir d'une base de données de gestes prédéfinis, soit encore grâce à des données provenant de systèmes d'analyse de mouvement ;
- la **vérification de prescriptions anthropométriques**, la **détection des collisions** et le calcul du **temps** nécessaire à la réalisation d'une tâche. Les données dimensionnelles du poste, les zones d'atteinte et le champ de vision du futur opérateur font partie des fonctionnalités présentes. Certaines solutions permettent également le calcul du temps nécessaire à la réalisation d'une tâche grâce à une analyse MTM (*Methods-Time Measurement*) [Maynard 1948] ;
- la **vérification de contraintes biomécaniques** et/ou **physiologiques** à l'aide d'évaluateurs ergonomiques. Différents évaluateurs ergonomiques tels que l'équation révisée de NIOSH [NIOSH 1991], les méthodes RULA [MacAtamney 1993], OWAS [Karu 1977], EAWS^{1 2} et *Snook tables (Liberty Mutual Tables)*³ sont proposés.

Les applications logicielles que nous allons présenter ci-dessous sont les principales solutions adoptées par les grands acteurs industriels ou académiques dans le domaine de l'aide à la conception. Le tableau 1.1 résume leurs principales caractéristiques et fonctionnalités.

On peut distinguer deux grandes familles de MN : d'une part ceux 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.

1. <http://inderscience.metapress.com/content/m850j18564428m27/>

2. <http://iospress.metapress.com/content/306q20w04gl6m730/>

3. <http://www.ccad.uiowa.edu/vsr/research/standard-ergonomic-assesments/liberty-mutual/>

Modèle	Société	Animation	Champs de vision	Zone atteignable	Détection collision	Efforts statiques	Méthodes d'analyse	Capture mouvement	MTM
Jack	Siemens PLM Software	Directe/inverse	Oui	Oui	Oui	Oui	NIOSH, OWAS, RULA	Oui	Oui
Delmia	Dassault Systèmes	Directe/inverse	Oui	Oui	Oui	Oui	RULA	Non	Non
ErgoMan - Process Engineer	Dassault systèmes	Directe	Oui	Oui	Non	Oui	NIOSH	Non	Oui
Ranisis	Human Solutions	Directe/inverse	Oui	Oui	Oui	Oui	Non	Non	Non
SAMMIE CAD	SAMMIE CAD Limited	Directe/inverse	Oui	Oui	Oui	Non	NIOSH, RULA	Non	Non
BHMS	Boeing	Directe	Oui	Oui	Oui	Non	Non	Non	Non
MAN3D	IFSTAR	Directe/inverse	Oui	Oui	Oui	Oui	Non	Oui	Non
SantosHuman	SantosHuman Inc.	Directe/inverse	Non	Oui	Oui	Oui	NIOSH, Snook tables	Oui	Non

TABLE 1.1: Principaux logiciels de mannequins numériques pour la conception

1.2.1 Mannequins génériques pour l'analyse de postes de travail

1.2.1.1 Jack

Le développement de Jack a débuté au milieu des années 80 dans le *Department of Computer and Information Science* de l'*Université de Pennsylvanie* grâce à des fonds de la NASA. Aujourd'hui, il fait partie de la gamme des outils de conception proposés par la société *Siemens PLM Software*. Il est constitué de 69 segments (dont 17 segments pour représenter la partie de colonne vertébrale située en dessous du cou), de 68 articulations, de mains totalement articulées à 16 segments et d'un modèle d'épaule sophistiqué puisque les articulations sterno-claviculaire, acromio-claviculaire et gleno-humérale sont animées simultanément lors des mouvement du bras (cf. figure 1.4).



FIGURE 1.4: Le mannequin Jack

Jack dispose de plusieurs bases de données anthropométriques décrivant différents types de population, dont la base ANSUR 1988 qui offre la possibilité de paramétrer plus de 120 mesures. Le MN peut être animé manuellement, soit par cinématique directe et/ou inverse, soit à partir de primitives de mouvement (par exemple, en précisant le point à atteindre). Il est également possible d'animer ce mannequin grâce à des données provenant de systèmes d'analyse de mouvement (Vicon, ou même Kinect par exemple) ou de gants numériques de type Cyberglove. Il est également possible d'utiliser, pour le rendu visuel, des systèmes de vision stéréoscopique tels que des casques immersifs. Les collisions entre le mannequin et son environnement sont également automatiquement détectées [Raschke 1999].

Les outils d'analyse ergonomique fournis sont très riches, et comprennent notamment l'équation du port de charge du NIOSH, l'estimation du risque de lombalgie, le

calcul des efforts statiques, les valeurs limites de port de charge et de tirer/pousser, l'analyse de la fatigue, le calcul de la dépense énergétique ainsi que des évaluateurs ergonomiques de type RULA et OWAS.

Jack permet également de prédire le temps nécessaire à la réalisation d'une tâche sur un poste de travail simulée grâce au moyen d'une analyse MTM [Arzi 1997].

1.2.1.2 DELMIA

Au début de l'année 2000, *Dassault Systèmes* a créé DELMIA grâce à l'acquisition de Deneb Robotics, EAI-Delta et Safework.

DELMIA permet de modéliser et de concevoir les moyens de production d'une entreprise manufacturière. Il permet aussi de simuler les processus de l'usine numérique.

DELMIA est composé de 5 ateliers : un atelier pour la construction du mannequin, un autre pour la définition des grandeurs anthropométriques et d'animation manuelle, un troisième pour l'analyse de posture, un quatrième pour l'analyse de la tâche et un dernier pour la simulation, permettant d'animer le mannequin dans un environnement 3D. Le modèle DELMIA est composé de 100 segments rigides (permettant une représentation anatomique quasi complète de la colonne vertébrale, des mains, de l'épaule et des hanches) paramétrables au moyen de 104 variables anthropométriques (cf. figure 1.5). DELMIA s'appuie sur des bases de données anthropométriques très complètes (US Army Natick and KRISS 1997). Le champ de vision, les zones d'atteintes et la détection de collision du mannequin avec son environnement sont proposés. L'animation de ce mannequin se fait soit par cinématique directe ou inverse, soit à partir de primitives de mouvement (atteinte d'un point dans l'espace, définition d'une trajectoire pour la marche...)



FIGURE 1.5: Le mannequin DELMIA

Les outils d'analyse ergonomique fournis dans DELMIA comprennent un modèle de calcul des efforts en conditions statiques, des valeurs limites de port de charge et de tirer/pousser, ainsi que l'évaluateur ergonomique RULA.

1.2.1.3 SAMMIE CAD

SAMMIE CAD [Porter 2004] (*System for Aiding Man-Machine Interaction Evaluation*) a initialement été développé par M.C. Bonney, K. Case et J.M. Porter à la fin des années 70 dans les *universités de Nottingham et de Loughborough* en Grande-Bretagne. Ce logiciel est actuellement commercialisé par la société SAMMIE CAD Limited.

Il a été conçu comme un modèle numérique comprenant 23 segments rigides et 21 articulations (donc beaucoup moins précis que Jack et DELMIA). SAMMIE CAD exploite une base de données anthropométriques assez riche, récemment complétée par l'outil HADRIAN qui intègre notamment les caractéristiques de personnes à mobilité réduite. SAMMIE CAD permet de prendre en considération les besoins essentiels des concepteurs : zone d'atteinte (limite et de confort), champ de vision de l'opérateur et détection de collisions (cf. figure 1.6). L'animation du mannequin peut également être obtenue de façon directe ou inverse, ou encore par la définition d'actions simples telles qu'atteindre un objet, porter son regard sur, etc. L'équation du port de charge ainsi qu'une évaluation des postures au moyen de la méthode RULA sont également disponibles dans ce logiciel.

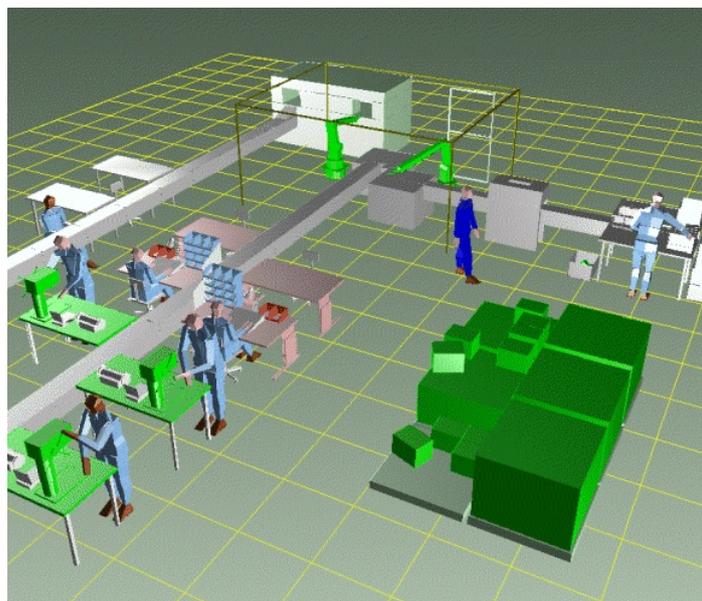


FIGURE 1.6: Le mannequin SAMMIE CAD

1.2.1.4 ERGOMAN – PROCESS ENGINEER

Au milieu des années 90, la société *DELTA Industrie Informatik* a développé un mannequin 3D appelé ERGOMAN en collaboration avec l'université Technologique de Darmstadt [Schaub 1997].

Commercialisés jusqu'en 2001 par la société *Ingetech*, les logiciels ERGOPLAN/ERGOMAS/ERGOMAN sont maintenant distribués par le groupe Dassault Système dans la gamme PROCESS ENGINEER. Ce mannequin est statique et permet uniquement de connaître la zone d'atteinte de l'opérateur (cf. figure 1.7) ainsi que son champ de vision. Une analyse du port de charge selon la méthode du NIOSH est également proposée. La gamme PROCESS ENGINEER comprend plusieurs modules qui permettent de combiner le mannequin avec un calcul de temps de type MTM et l'implantation des différents postes de travail sur une ligne d'assemblage.



FIGURE 1.7: Le mannequin PROCESS-ENGINEER

1.2.2 Mannequins pour l'analyse de postes spécifiques

1.2.2.1 RAMSIS

À partir de 1987, un consortium de constructeurs automobiles allemands associé à des constructeurs de sièges a financé le développement d'un mannequin numérique 3D dédié à la conception de véhicule. Ce mannequin a été développé par la société allemande *Tecmath* et l'*Université Technologique de Munich*. Aujourd'hui, le logi-

ciel RAMSIS est commercialisé par la société HUMAN SOLUTION GmbH et il est utilisé pour la conception d'intérieurs de véhicules ou d'avions (cf. figure 1.8). RAMSIS [Seidl 2004] est un mannequin numérique défini par 54 segments et 53 articulations. Il comprend plusieurs bases de données anthropométriques (adultes, enfants, différentes nationalités) auxquelles il est possible de rajouter des bases de données propres au client (Ford, Renault-PSA). Comme la plupart des mannequins numériques 3D, il peut être utilisé pour simuler le champ de vision du mannequin ou définir les zones d'atteintes. Son animation est soit manuelle (cinématique directe) soit automatique (cinématique inverse ou par définition d'un point d'atteinte dans l'espace). Le calcul des efforts s'exerçant au niveau des différentes articulations est également proposé.

RAMSIS possède plusieurs outils propres à la conception d'intérieurs de véhicules, par exemple pour prédire la posture du conducteur sur le siège et le confort associé (Modèle JOHN de l'*Université du Michigan*), l'efficacité de la ceinture en cas d'accident selon la taille des occupants (*Belt Fit Test Device*), ou encore simuler la vision miroir afin de connaître les champs de vision dans les rétroviseurs.

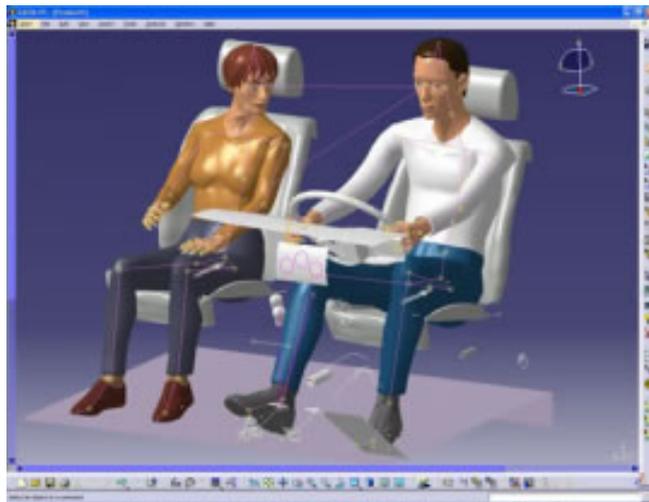


FIGURE 1.8: Le mannequin RAMSIS

1.2.2.2 BHMS (Boeing Human Modeling System)

Ce mannequin numérique a été développé par le constructeur aéronautique *Boeing*. Cet outil a été initialement conçu pour des applications aéronautiques, afin notamment de résoudre des problèmes d'aménagement de cockpits d'avion (zone d'atteinte et de vision). Il a été ensuite utilisé pour visualiser et analyser des actions

manuelles lors d'opérations d'assemblage ou de maintenance d'avions. Il permet en outre de détecter les collisions entre le mannequin et son environnement.

BHMS [Rice 2004] possède des bases de données anthropométriques. Il offre également la possibilité de revêtir le mannequin d'une combinaison spatiale, qui augmente ainsi considérablement son volume. À notre connaissance, BHMS ne possède pas de boîte d'outils d'évaluation ergonomique, mais présente deux particularités : la première concerne la modélisation de la colonne vertébrale, particulièrement poussée avec une représentation en 24 segments animés par des algorithmes spécifiques ; la seconde est liée à l'existence d'une boîte à outils spécialement dédiée à l'utilisation d'outils à main (cf. figure 1.9).



FIGURE 1.9: Le mannequin BHMS

1.2.2.3 Man3D

Le mannequin numérique MAN3D a été développé par le *Laboratoire de biomécanique et de Modélisation Humaine* de l'IFSTTAR, en collaboration avec *Renault*. Man3D a été conçu afin de pouvoir simuler les mouvements et les postures des personnes accédant ou se trouvant dans un poste de conduite (voiture, grue...) (cf. figure 1.10), de pouvoir prédire un niveau d'inconfort [Monnier 2004] ou encore l'atteinte et la manipulation de certains éléments du poste de conduite (organes de commande, ceinture, ...). MAN3D est aussi un logiciel permettant de créer des représentations géométriques de sujets humains, homme ou femme, d'anthropométries variées (54 variables anthropométriques de base pour pouvoir construire le modèle du corps humain). Ces sujets peuvent être mis en place dans un environnement, avec une posture (debout, assis,...) qui peut être modifiée par l'utilisateur pour

s'adapter aux conditions créées par l'environnement. Des mouvements des membres et du tronc peuvent également être simulés de façon à évaluer les interactions géométriques des sujets avec l'environnement.

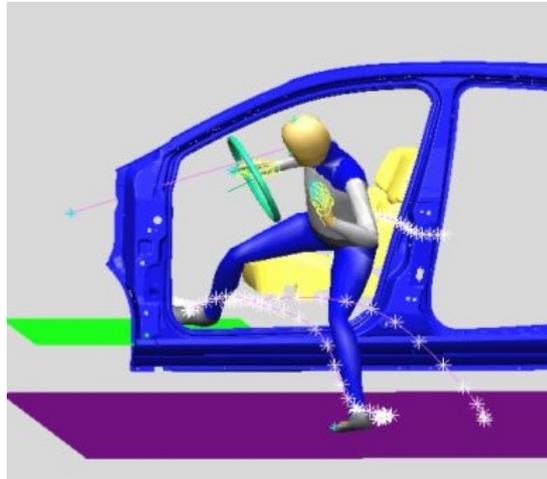


FIGURE 1.10: Le mannequin MAN3D

1.2.2.4 SantosHuman

Le mannequin numérique SantosHuman [VSR-Research-Group 2004, Vignes 2004] (cf. figure 1.11) a été développé dans le laboratoire de CAO de l'Université de l'IOWA dans le cadre du projet VSR (*Virtual Soldier Research*) du Département de la Défense des États-Unis en vue d'applications militaires. Il est maintenant utilisé par Ford pour l'évaluation de l'ergonomie des voitures et de la sécurité de postes d'assemblage.

L'animation du mannequin est basée sur l'optimisation multi-objectifs [Yang 2004]. Il est constitué de 215 articulations et les dimensions du squelette sont modifiables. SantosHuman inclut un système musculaire avec la capacité de prédire l'activation des muscles et les forces musculaires correspondantes.

SantosHuman fournit une grande variété de modèles anthropométriques humains qui incluent une version féminine, appelée *Sophia*. Le MN peut être animé soit manuellement, soit par cinématique directe et inverse. Différents composants peuvent être utilisés pour l'animation, comme la souris, le clavier, le microphone grâce à des algorithmes de détection vocale, des systèmes d'analyse de mouvement, etc.

Il utilise l'équation du port de charge du NIOSH et les *Snook tables* (*Liberty Mutual Tables*) pour l'analyse ergonomique.



FIGURE 1.11: Le mannequin SantosHuman

1.3 Limites des mannequins numériques

L'utilisation des mannequins intégrés aux logiciels de CAO lors de la phase de conception doit tenir compte de différentes **limitations** actuelles, qui ont été clairement définies et identifiées dans la littérature :

- la mise en posture d'un mannequin est **complexe**. Elle peut être totalement subjective quand elle est effectuée par le concepteur, que ce soit au moyen du clavier et de la souris ou, à titre expérimental, à partir d'une marionnette [Yoshizaki 2011]. Elle peut également être basée sur des algorithmes d'optimisation [Chaffin 1997, for Ergonomics (éd.) 2004], des techniques informatiques [Zhang 2010], des données expérimentales issues de capture de mouvement [Wang 2008, Fritzsche 2011] ou même sur la gamme opératoire donnée par l'ingénieur méthode [Kuo 2009];
- les mannequins ne prennent actuellement en compte que l'**aspect statique** d'une ou de quelques postures, négligeant ainsi les contraintes liées au maintien de la posture ou de l'équilibre [Lämkkull 2009], et sans prendre en compte un mouvement complet, avec ses phases d'accélération ou les effets de l'inertie;
- lorsqu'ils recourent à des **bases de données d'effort maximal**, généralement incomplètes, les mannequins ne permettent pas de calculer de manière robuste l'effort que devra fournir l'opérateur [Savin 2011];
- l'**interprétation** des résultats de simulation demande de réelles compétences en ergonomie [Dukic 2007]. La mise en œuvre des préconisations ergonomiques exige une **coopération transversale** entre les différents acteurs de la concep-

tion, de la production et de la prévention, dans une démarche d'*ergonomie pro-active en conception* [Falck 2012]. L'**interprétation** des résultats de simulation avec ces MN nécessite la connaissance des mécanismes d'apparition des TMS et des compétences dans les domaines scientifiques associés (ergonomie, biomécanique, physiologie...).

Pour ces raisons, l'évaluation des facteurs de risque biomécaniques, dans 40 à 50% des situations simulés, peut conduire à un **erreur de classe de risque** [Lämkkull 2009, Savin 2011], voire à des choix de conception inadaptés [Malchaire 2011].

1.4 Problématique scientifique : simulation réaliste du mouvement humain

Une solution aux difficultés et limites décrites dans la section 1.3 peut être de recourir à des **robots humanoïdes** contrôlés par des lois de commandes inspirées du mouvement humain et respectant les lois de la mécanique. De précédents travaux [Colette 2007, Colette 2008, Mansour 2011, Liu 2011] ont en effet montré que cette approche permet de calculer de manière autonome un mouvement (et pas seulement une simple posture) conformément aux lois physiques. Le terme *autonome* signifie ici que la simulation ne repose pas sur une stratégie ou un comportement prédéfini (par exemple une base de données de mouvements pré-enregistrés ou des stratégies de comportement imposées).

L'objectif de cette thèse est donc d'approfondir cette approche afin de donner à un MN un comportement *autonome et réaliste* tant du point de vue du mouvement global (postures, trajectoires) que du point de vue des données quantifiées qui le définissent (positions, vitesses, accélérations, efforts, etc.). On cherche ainsi à définir des lois de commandes plus fidèles que celles des MN intégrés dans les environnements de CAO actuels, plus proches du comportement humain et respectant les lois de la physique. À plus long terme, ces travaux devront permettre la mise au point d'un outil logiciel d'évaluation ergonomique intégré dans un environnement logiciel de CAO, basé sur un MN dynamique et suivant un comportement et des caractéristiques similaires à ceux de l'humain.

Le réalisme du comportement et des descripteurs d'état du mannequin seront évalués en comparant les simulations à des données biomécaniques issues d'observations expérimentales conduites sur des opérateurs humains.

1.5 Contexte d'utilisation envisagé : aide à la conception du poste de travail

Le contexte d'utilisation des travaux réalisés dans cette thèse est celui de la simulation, dès la phase de conception, de l'activité d'un opérateur à un futur poste de travail, en vue de son évaluation biomécanique (cf. figure 1.12). Plus précisément, nous cherchons à développer des outils permettant à un concepteur de simuler et d'évaluer, de manière fiable les contraintes biomécaniques auxquelles serait soumis un opérateur sur le futur poste de travail. Ces modules devraient s'intégrer dans les outils habituels du concepteur, et leur ajouter de nouvelles fonctionnalités. Leur implémentation devrait respecter les normes en vigueur [AFNOR 2008, AFNOR 2007b].

Le schéma de la figure 1.12 décrit le contexte d'utilisation envisagé des outils développés dans le cadre de cette thèse.

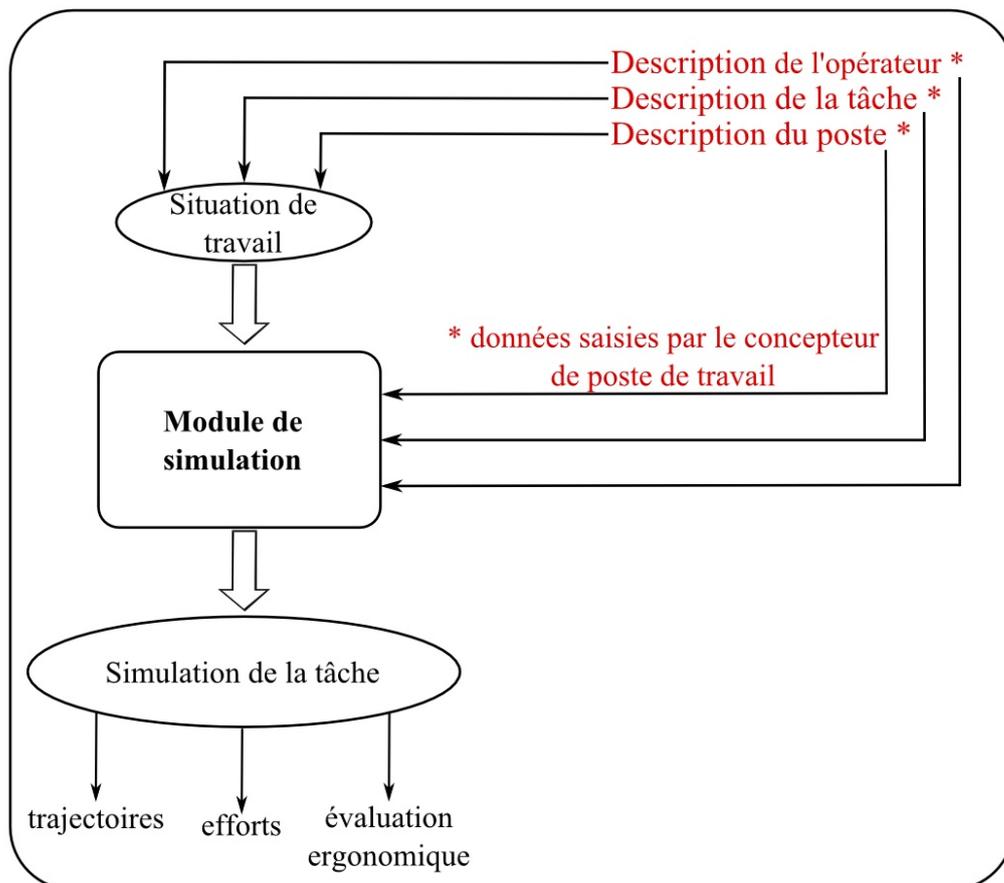


FIGURE 1.12: Contexte d'utilisation envisagé pour cet outil

Certains **paramètres** d'entrée de ce module seront fournis par le concepteur du poste de travail :

- la **description du poste de travail**. Cela concerne par exemple les caractéristiques physiques du poste de travail (géométrie du poste, taille et masse des outils et des pièces), etc.
- la **description de la tâche**. Il s'agit de l'enchaînement des actions (mode opératoire), de l'emplacement des objets manipulés, des forces à exercer si elles sont connues, de la cadence, etc.
- la **description de l'opérateur**. Cela concerne par exemple l'anthropométrie de l'opérateur.

Les mouvements du mannequin numériques seront obtenus à partir des données précédentes par le module de simulation développé.

En complément, pour la prise en compte des obstacles présents dans le poste de travail (évitement de collisions), il faudra prévoir l'intégration d'algorithmes de planification de trajectoires (*path-planning*) [Escande 2008, Toussaint 2007, Lamarche 2009], d'*évitement de collisions* et d'*auto-collisions* [Stasse 2008].

De même, des modules devront être intégrés afin d'améliorer les *transitions entre les différentes tâches* : diagramme de transition dynamique [Faloutsos 2001], moteur de décision basé sur l'utilisation de la logique floue [Salini 2012] par exemple.

Ces deux aspects n'ont pas été traités dans le cadre de cette thèse. Dans un premier temps, l'évitement de collisions est réalisé en introduisant des points de passages, et les transitions entre actions sont définies a priori.

1.6 Validation

La validation des développements prévus nécessite des données réelles issues d'expérimentations. Dans le cadre de cette thèse, on a choisi de s'intéresser à la simulation et l'évaluation ergonomique de mouvements répétitifs à cadence élevée, et plus précisément à une **opération manuelle d'assemblage**. Ce type de tâche est potentiellement générateur de TMS [Kilbom 1987]. Les tâches d'assemblage étant très diversifiées, l'**activité de pose d'insert** a été retenue comme cas d'application industriel. Ce type de tâche est très répandu, notamment dans le secteur automobile ou celui de l'équipement électroménager. Par ailleurs, le laboratoire *de Biomécanique et d'Ergonomie* (BE) de l'*Institut national de recherche et de sécurité* (INRS) a étudié sur site [Gaudez 2008a] et en laboratoire une tâche de ce type, consistant à positionner et à « clipser » des inserts métalliques sur le tableau de bord en plastique d'un véhicule.

1.7 Présentation du plan du mémoire

La figure 1.13 présente la démarche globale que nous avons suivie pour développer le module de MN **dynamique** basé sur des **caractéristiques humaines**. Cette démarche repose d'une part sur le développement d'un module de simulation et d'autre part sur la validation de ce module à partir de la comparaison des données réelles et simulées et de leurs évaluations ergonomiques respectives.

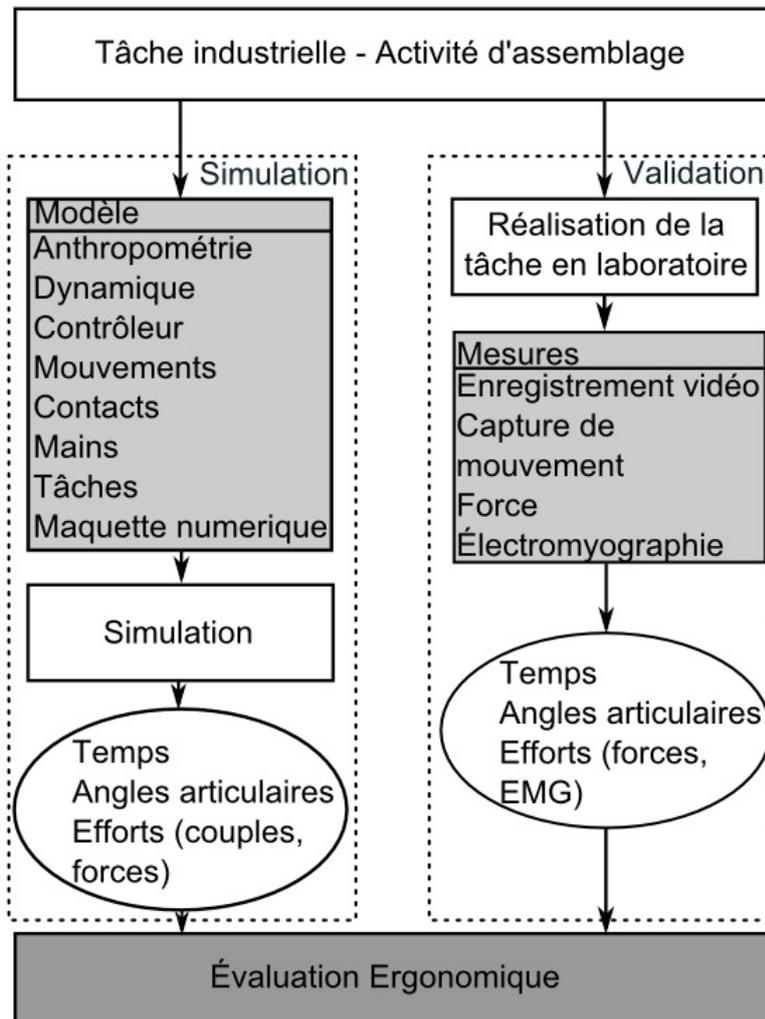


FIGURE 1.13: Démarche pour la construction d'un premier démonstrateur

Dans le **chapitre 2**, nous présentons les **expérimentations** réalisées lors de cette thèse. Dans la première partie de ce chapitre, nous détaillons la campagne d'essais réalisée par les agents du laboratoire de Biomécanique et d'Ergonomie de l'INRS reproduisant un poste de pose d'insert. Des données issues de ces essais

ont été utilisées pour déterminer les valeurs de certains paramètres des modèles et algorithmes. D'autres ont été utilisées comme données de tests pour la validation des modèles. Dans la deuxième partie, nous expliquons les expériences faites à l'aide du robot planaire à trois degrés de liberté de l'*Imperial College de Londres*, afin d'analyser en détail la tâche d'insertion, en particulier la façon dont l'être humain adapte son impédance et sa force.

Dans le **chapitre 3**, nous présentons l'**architecture de l'outil** d'évaluation ergonomique et les choix techniques faits pour cette thèse.

Dans le **chapitre 4**, nous traitons des apports scientifiques de cette thèse, notamment en ce qui concerne le développement de **lois de commande** inspirées du mouvement humain.

Dans le **chapitre 5**, nous détaillons la **validation** des lois de commande et des algorithmes proposés. Pour cela nous présentons les résultats des différentes campagnes d'essais et nous les comparons, en termes de trajectoire et d'évaluation biomécanique, à ceux obtenus par simulation.

Le **chapitre 6** revient sur les principales contributions scientifiques et les **perspectives** d'amélioration de la commande dynamique du MN, ainsi que sur les composantes qui restent encore à développer pour finaliser un outil d'évaluation ergonomique.

Expérimentations

Sommaire

2.1	Analyse de la tâche de pose d'insert pour son évaluation ergonomique	24
2.1.1	Description	24
2.1.2	Observations	30
2.2	Analyse de la tâche de pose d'inserts du point de vue de son apprentissage	32
2.2.1	Description	32
2.2.2	Observations	33

Ce chapitre présente les **expérimentations** réalisées pendant cette thèse pour valider les modèles, algorithmes et lois de commandes développés.

Dans la première partie de ce chapitre, nous détaillons une **première campagne d'essais** réalisée sur des sujets humains par des chercheurs de l'INRS. Cette expérimentation reproduit en laboratoire une **activité de pose d'inserts**. Elle a pour objet l'enregistrement des mouvements des sujets lors de la pose des inserts et leur **évaluation ergonomique** basée sur l'analyse de l'activité musculaire, des angles articulaires des membres supérieurs et des forces exercées.

Dans la deuxième partie de ce chapitre, nous détaillons la **deuxième campagne expérimentale**. Elle concerne l'**analyse de la tâche de pose d'inserts** du point de vue de son **apprentissage**. En particulier, elle porte sur l'adaptation par l'être humain de son impédance et de sa force lors de nombreuses répétitions de la tâche de pose d'inserts. Des mesures ont été effectuées à l'Imperial College de Londres à l'aide d'un robot planaire à trois degrés de liberté.

2.1 Analyse de la tâche de pose d'insert pour son évaluation ergonomique

2.1.1 Description

Une **table élévatrice** est équipée d'une plaque en aluminium sur laquelle sont vissées **quatre réglettes**. Sur chacune de ces réglettes sont fixés **dix supports d'insert**. Une seule réglette est utilisée pour notre expérience, à savoir la réglette supportant les inserts orientés à 45° depuis l'arrière vers l'avant dans la direction du plan sagittal, quand l'opérateur lui fait face. Sur la figure 2.1, c'est la réglette placée le long du côté droit. Les trois autres réglettes sont utilisées pour d'autres études conduites par le laboratoire de *Biomécanique et d'Ergonomie* (LBE) de l'INRS.

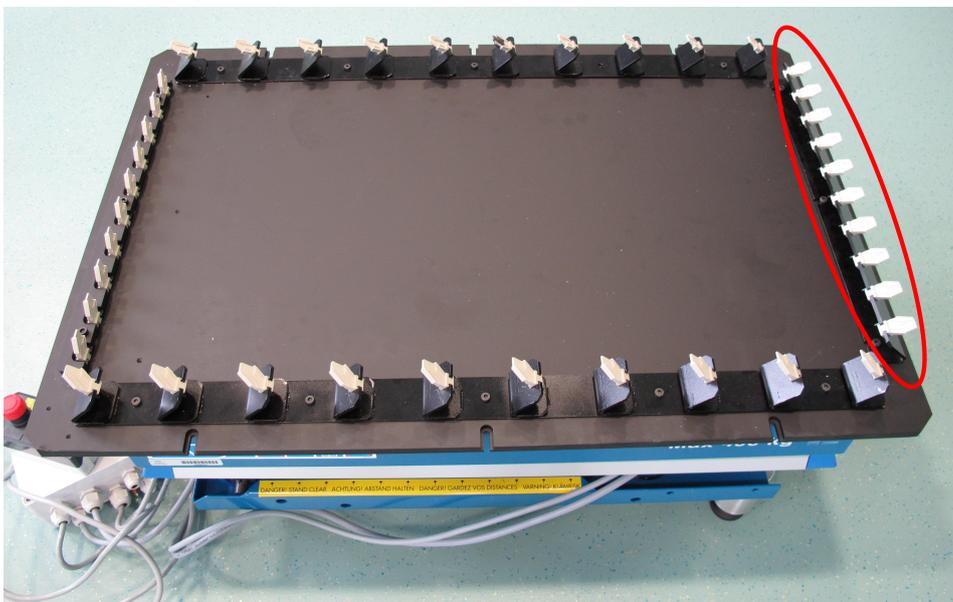


FIGURE 2.1: Plaque avec les quatre réglettes sur lesquelles se trouvent les supports d'insert (cf. figure 2.3b). La réglette utilisée pour notre expérience est cerclée en rouge

Avant le début de l'expérimentation, les **inserts** sont disposés en vrac au centre de la plaque.

Chaque sujet doit insérer les inserts¹ (cf. figure 2.3a) de **deux façons** : à **main nues** et **avec un outil non énergisé**² répondant à des critères ergonomiques spécifiques [NST-n168 1998] (cf. figure 2.2).

1. Agrafe acier phosphate noir réf. 018876002 de A. Raymond (<http://www.araymond.fr/>)

2. Tournevis GISS référence 826557 (<http://www.giss.fr/fr/produits/tournevis-a-jeux-de-lames-reversibles-20-en-1/>, modifié pour y adapter une tête porte-insert)



FIGURE 2.2: Outil répondant à des critères ergonomiques spécifiques



(a) Un insert



(b) Un support



(c) Un insert placé sur un support

FIGURE 2.3: Insert et support

Avant de débiter l'expérimentation, chaque sujet s'entraîne à poser les inserts selon les deux façons, jusqu'à ce qu'il se sente à l'aise. Le sujet se tient debout face à la table (cf. figure 2.4) et doit poser dix inserts de suite sur la réglette sans période de repos. En conformité avec les normes européennes pour une activité de travail permanent nécessitant une vision et précision normale [CEN 2008], la **hauteur de la table** est réglée à 90 % de la distance coude-sol de chaque sujet.

2.1.1.1 Forces

La force externe exercée lors de la pose des inserts est mesurée à l'aide d'une **plate-forme de force** (modèle AMTI BP 600900-1000 900mm x 600mm) placée sous la plaque en aluminium. Cette plate-forme permet de mesurer les forces et les moments dans les trois directions de l'espace.



FIGURE 2.4: Expérimentations de pose d'inserts en laboratoire

2.1.1.2 Activité musculaire

L'activité musculaire est mesurée à l'aide d'un **système d'électromyographie de surface** (modèle ZeroWire Aurion). Le **muscle fléchisseur** et **extenseur** commun des **doigts**, le **biceps brachii**, le **triceps brachii**, le **deltoïde antérieur** (*deltoïdeus pars clavicularis*) et le **trapèze** (*trapezius pars descendens*) des deux membres sont étudiés. Les électrodes sont placées de manière à obtenir une impédance entre la peau et l'électrode inférieure à $5\text{ k}\Omega$. Les électrodes utilisées sont de type "Ag-AgCl" (Blue Sensor, Medicotest). Les signaux électriques sont amplifiés et enregistrés à une fréquence d'échantillonnage de 2 kHz .

L'intensité du signal électromyographique dépend, entre autre, de la position des électrodes sur le muscle, de l'impédance des tissus situés entre les fibres musculaires et les électrodes, des propriétés électriques des fibres musculaires, de la température ambiante, etc. Ainsi, pour permettre une comparaison des mesures électromyographiques, un étalonnage des signaux est nécessaire.

Pour chacun des muscles étudiés, la référence est obtenue au cours d'un test d'effort en **contraction isométrique maximale**. Le sujet effectue une montée en force progressive et maintient la force maximale pendant 5 secondes. Le protocole de mesure est présenté pour les différents muscles étudiés :

- *trapèze* : le sujet est debout, les bras levés à l'horizontale à la hauteur des épaules, avec une sangle placée au niveau du coude. Il doit tenter d'élever le bras en s'opposant le plus fort possible à la sangle qui retient le coude.
- *fléchisseur commun superficiel des doigts* : le sujet est assis, le coude fléchi à 90°, la main en supination, une sangle passant dans la paume. Il doit tenter de fléchir le poignet en s'opposant le plus fort possible à la sangle qui retient sa paume.
- *extenseur commun des doigts* : le sujet est assis, le coude fléchi à 90°, la main en pronation, une sangle passant sur le dos de la main. Il doit tenter d'étendre le poignet en s'opposant le plus fort possible à la sangle qui retient sa main.
- *biceps* : le sujet est assis, le bras à l'horizontale et le coude fléchi à 90°, la main en position neutre (à mi-chemin entre la pronation et la supination), une sangle placée au niveau du poignet. Il doit tenter d'exercer une flexion du coude en s'opposant le plus fort possible à la sangle qui retient sa main.
- *triceps* : le sujet est assis, le bras à l'horizontale et le coude fléchi à 90°, la main en position neutre (à mi-chemin entre la pronation et la supination), une sangle placée au niveau du poignet. Il doit tenter d'étendre le coude en s'opposant le plus fort possible à la sangle qui retient sa main.
- *deltoïde* : le sujet est assis, le bras fléchi à 45° (en antépulsion), le coude fléchi à 90°, une sangle au niveau du coude. Il doit exercer une élévation du bras en s'opposant le plus fort possible à la sangle qui retient son coude.

Pendant les tests, la force exercée est mesurée à l'aide d'un capteur de force, ainsi que l'activité électromyographique correspondante. La **valeur de référence** choisie correspond à la moyenne sur 1 seconde de l'activité musculaire enregistrée pour la force externe la plus importante. Deux contractions de référence sont enregistrées pour chaque muscle. Si la différence de force mesurée par le capteur excède 10 %, une troisième contraction est effectuée. Un repos de 3 minutes est imposé entre chaque contraction maximale isométrique.

Pour la suite des travaux, l'activité musculaire enregistrée est normalisée, exprimée en pourcentage de la valeur de référence.

2.1.1.3 Angles articulaires

Les angles articulaires de la nuque, des épaules, des coudes et des poignets sont mesurés à l'aide d'un **système opto-électronique tridimensionnel** (*Motion Analysis Medimex*).

Des marqueurs rétro-réfléchissants sont collés sur la peau du sujet afin de définir à chaque instant la position des segments corporels représentatifs des membres supérieurs et de la région cervico-thoracique. Les positions des marqueurs sont détaillées dans l'annexe A.

Dix caméras infrarouges de 4 millions de pixels enregistrent la trajectoire des marqueurs. Elles sont disposées autour du sujet de sorte que chaque marqueur est visualisé au minimum par deux caméras tout au long de la réalisation de la tâche de pose d'inserts.

La fréquence d'échantillonnage utilisée est de 100 Hz.

Les coordonnées spatiales des marqueurs sont calculées au moyen du logiciel *Cortex Motion Analysis* (version 3.0.0 du logiciel). Les positions des marqueurs sont d'abord filtrées (filtre de Butterworth de 4ème ordre passe-bas à 25 Hz) puis traitées pour calculer les angles des articulations en utilisant le solveur Calcium (basé sur l'algorithme d'optimisation *Marquardt-Levenberg*) de Cortex.

Les positions et orientations de la main, de l'avant-bras, du bras et de la tête sont reconstruites d'un segment par rapport à l'autre.

Les angles articulaires ont été calculés en utilisant la méthode décrite dans [Delisle 2002]. La **flexion/extension du poignet** α_P a été définie par l'angle entre les axes longitudinaux de la main L_M et de l'avant-bras L_{AB} autour de l'axe transverse de l'avant-bras T_{AB} (figure 2.5). L'**abduction/adduction du poignet** β_P a été définie par l'angle entre l'axe longitudinal de la main L_M et l'axe de l'avant-bras T_{AB} autour d'un axe perpendiculaire aux axes longitudinal de la main L_M et transverse de l'avant bras S_{AB} . La **pronation/supination du poignet** a été définie par l'angle entre les axes transverses du bras T_B et de l'avant bras T_{AB} autour de l'axe longitudinal de l'avant-bras L_{AB} . La **flexion/extension du coude** α_c a été définie par l'angle entre les axes longitudinaux du bras L_B et de l'avant bras L_{AB} autour de l'axe transverse T_B . La **flexion/extension de l'épaule** α_E a été définie par l'angle entre les axes longitudinaux de la ceinture scapulaire L_{CS} et les axes longitudinaux du bras L_B . L'**abduction/adduction de l'épaule** β_E correspond à l'angle entre l'axe longitudinal du bras L_B et l'axe transverse de la ceinture scapulaire T_{CS} autour d'un axe perpendiculaire aux axes longitudinal du bras L_B et transverse de la ceinture scapulaire S_{CS} . La **flexion/extension de la tête** α_T a été définie par l'angle entre les axes longitudinaux de la colonne cervicale L_{CC} et de la colonne thoracique L_{CT} autour de l'axe transverse de la ceinture scapulaire T_{CS} définie par les points anatomiques gauche et droit antérieurs aux acromions.

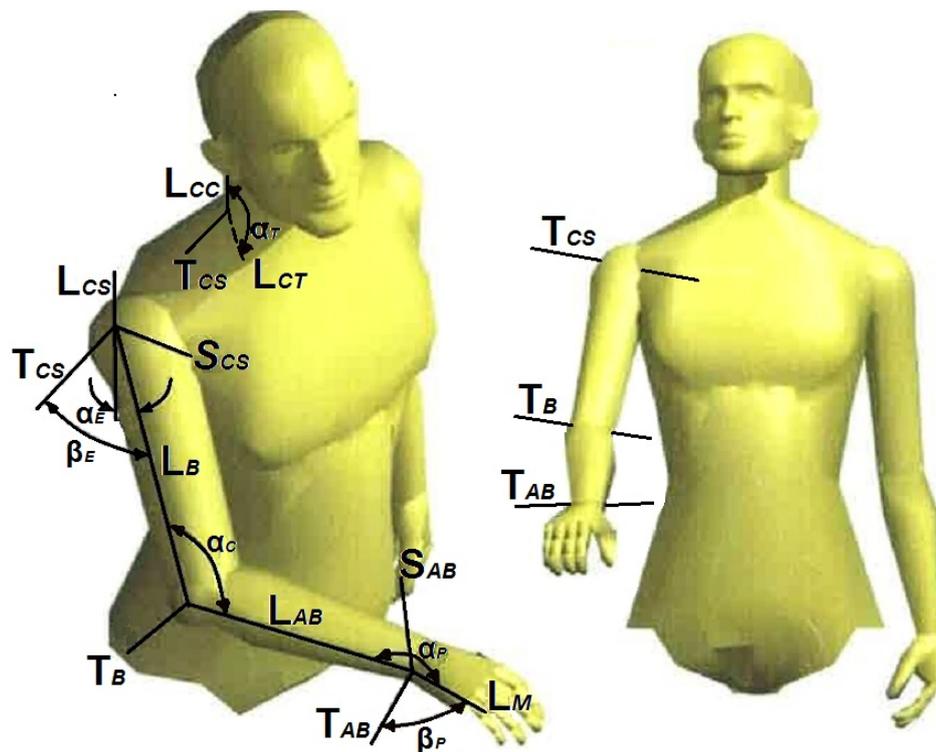


FIGURE 2.5: Les angles articulaires

2.1.1.4 Enregistrement vidéo

La tâche réalisée par chacun des sujets est filmée (caméra vidéo *Pylon 1394 Basler*) de façon synchrone avec l'acquisition de l'activité électromyographique et des mesures des angles articulaires, ce qui a permis *a posteriori* de visualiser précisément le mouvement réalisé correspondant aux mesures enregistrées.

2.1.1.5 Anthropométrie

Pour obtenir le **modèle du corps humain** de chaque sujet, les membres du LBE ont relevé la taille, le poids et 41 dimensions (longueurs, circonférences) des segments corporels des sujets. Ces paramètres sont appliqués au modèle d'Hanavan pour obtenir les masses et inerties des différents segments corporels [Hanavan 1964].

2.1.1.6 Sujets

L'expérimentation a été approuvée par le comité d'éthique institutionnel. Onze sujets (neuf hommes et deux femmes) droitiers, sains et volontaires ont participé à l'étude [âge = 29.4 ± 9.2 ans (moyenne \pm déviation standard),

taille = 177.7 ± 10.3 cm, poids = 75.9 ± 9.3 kg]. Les sujets ont donné leur consentement écrit pour participer à l'étude et ont rempli un questionnaire de santé. Ils avaient déjà effectué des tâches d'assemblage fin au cours de leur vie professionnelle.

2.1.2 Observations

2.1.2.1 Stratégies

Les sujets ont utilisé quatre stratégies différentes pour poser les inserts à *mains nues* :

1. quatre sujets ont pris les dix inserts un par un sur la table, et les ont clipsés successivement sur les supports en utilisant uniquement la main droite (nommée dans cette thèse **tâche d'insertions à une main** ou **tâche de pose d'inserts avec la main droite**) ;
2. quatre sujets ont pris les dix inserts un par un sur la table avec la main gauche, puis les ont transférés successivement à la main droite, qui a ensuite été utilisée pour l'insertion sur les supports (nommée dans cette thèse **tâche d'insertions à deux mains**) ;
3. deux sujets ont pris en une fois les dix inserts sur la table avec la main gauche, puis ont saisi les inserts un par un à l'aide de la main droite, qui a été ensuite utilisée pour les fixer sur les supports ;
4. un sujet a pris les inserts sur la table un par un avec la main droite, puis a utilisé la main gauche pour les positionner correctement dans la main droite, qui a été ensuite utilisée pour les fixer sur les supports.

Dans la suite des travaux, nous n'analyserons que les deux premières stratégies.

Pendant les expérimentations avec l'*outil*, tous les sujets ont utilisé la même stratégie : ils ont tous pris les dix inserts un par un avec la main gauche et les ont successivement placés sur l'outil tenu dans la main droite ; ils ont ensuite fixé les inserts sur les supports en utilisant l'outil. Cette séquence d'action est nommée **tâche d'insertions avec outil** dans la suite de cette thèse.

2.1.2.2 Modélisation de la tâche de pose d'inserts

Pour modéliser la tâche de pose d'inserts, nous avons procédé comme les concepteurs de situation de travail en bureau d'études ou des méthodes : la tâche a été divisée en séquences de mouvements ou postures élémentaires. Pour la simulation, la tâche de pose d'inserts a été modélisée à l'aide d'une **machine à états** (FSM : *Finite State Machine*, cf. figure 2.6), en utilisant une terminologie similaire à celle

de nombreuses méthodes de conception (par exemple MTM - *Methods-Time Measurement* [Maynard 1948]) ou d'évaluation ergonomique (OCRA - *Occupational Repetitive Actions* [Occhipinti 1998]).



FIGURE 2.6: Modèle de la tâche de pose d'inserts avec la main droite

Les différents états la **tâche d'insertion à une main** (cf. figure 2.6) sont :

1. ATTENDRE : au début de la tâche de pose d'inserts, le corps du sujet est en position verticale et ses bras sont le long du corps ;
2. ATTEINDRE : la main droite adopte une position de préhension et atteint la position de l'insert. Le regard suit le mouvement de la main droite ;
3. SAISIR : le sujet ferme les doigts de sa main droite et prend l'insert ;
4. POSITIONNER : la main droite se déplace vers le point d'insertion et le regard en suit le mouvement ;
5. PLACER : le sujet fixe l'insert dans le support inoccupé ;
6. RELÂCHER : le sujet ouvre les doigts de sa main droite ;
7. ATTEINDRE : le sujet revient à sa position initiale ;
8. ATTENDRE : à la fin de la tâche de pose d'inserts, le sujet retrouve la position initiale, en position verticale, les bras sont le long du corps ;

De la même manière, nous pouvons définir les états pour la **tâche d'insertion à deux mains** (cf. figure 2.7).

Pour la **tâche d'insertion avec outil**, la FSM est la même que celle de la tâche de pose d'inserts exécutée à deux mains, mais l'état RELÂCHER MAIN G SAISIR MAIN D est remplacé par l'état PLACER MAIN G car le sujet place l'insert sur l'outil avec la main gauche.

Les résultats de ces essais sont présentés et analysés dans la section 5.2.

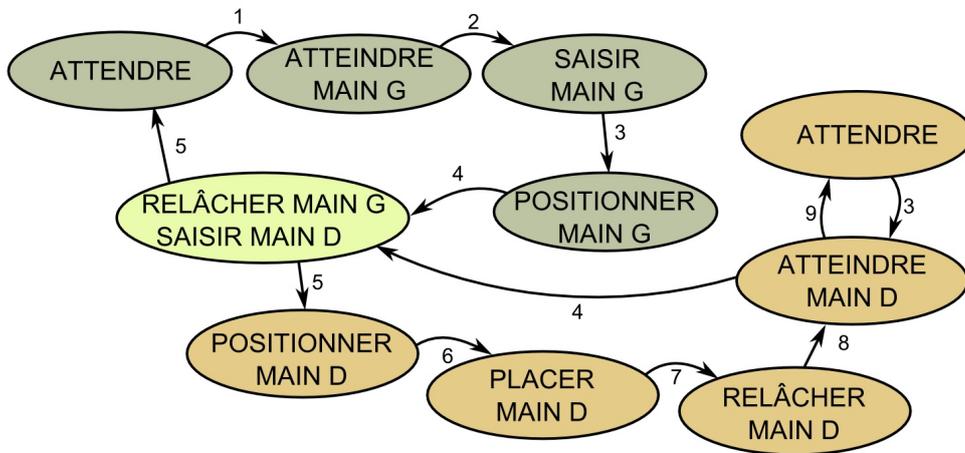


FIGURE 2.7: Modèle de la tâche de pose d'inserts avec les deux mains. Main G sont les états pour la main gauche et Main D pour la main droite

2.2 Analyse de la tâche de pose d'inserts du point de vue de son apprentissage

Cette section décrit l'expérimentation exploratoire conduite en collaboration avec une équipe de l'Imperial College de Londres. Elle a été motivée par un questionnement sur le paramétrage de la simulation par MN, en particulier sur la consigne de force : est-il possible de déterminer *a priori* une force et une impédance réalistes lors de la phase d'insertion ? Nous avons fait l'hypothèse que l'humain ne met pas en œuvre la force mécanique juste suffisante, mais qu'il apprend progressivement une force et une impédance d'insertion adaptée à la tâche et à ses performances. L'expérimentation décrite ci-après cherche à mettre un tel phénomène en évidence.

2.2.1 Description

Les sujets sont assis face au robot planaire, leurs épaules sont placées contre le dossier de la chaise et leur bras droit est posé sur un support à l'horizontale (abduction d'environ 90°) : la posture n'implique donc pas une fatigue particulière de l'épaule (cf. figure 2.8). L'ensemble de la main droite est rendu solidaire d'une poignée porte-outil par des lanières (jaune pour les doigts, noire pour le pouce, bleue pour le dos de la main, rouge pour le poignet, cf. figures 2.9 et 2.10). Un cylindre métallique est monté au bout de la poignée à l'aide d'un dispositif réglable en hauteur (cf. figure 2.10). La pince porte-insert est fixée à l'extrémité de ce cylindre (cf. figure 2.12).

La cinématique du robot planaire limite les mouvements du bras droit du sujet.

Pendant l'expérimentation, celui-ci ne peut utiliser que trois degrés de liberté : l'angle θ entre la poignée et la direction frontale, l'angle α_s de flexion horizontale de l'épaule et l'angle α_e de flexion du coude (cf. figure 2.8).

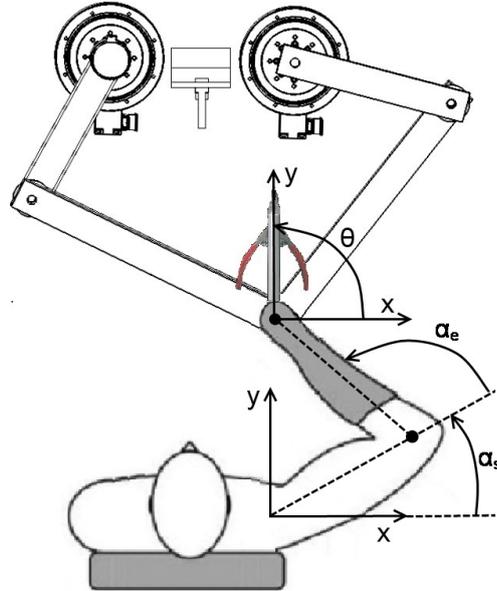


FIGURE 2.8: Synoptique expérimental

À partir du même point de départ, chaque sujet doit déplacer la poignée du robot pour mettre en place l'insert sur son support (cf. figure 2.8). Ce mouvement doit être répété 150 fois.

Pour cette expérimentation exploratoire, six sujets hommes, droitiers, sains et volontaires ont participé à l'étude [âge = 24.2 ± 1.6 ans (moyenne \pm écart-type)].

Les résultats de ces essais sont présentés et analysés dans la section 5.3.

2.2.2 Observations

2.2.2.1 Usure du support d'insert

Pour ne pas interrompre l'apprentissage de la tâche, un même insert et un même support sont conservés pour toutes les itérations d'un même sujet. Or l'insertion et l'extraction de l'insert peuvent entraîner une usure du support par arrachement de matière, l'insert étant équipé de picots servant à le maintenir en place pour assurer du montage en conditions d'utilisation normale (cf figure 2.11). Il conviendra donc de vérifier si cette usure existe et comment elle doit être prise en compte pour l'in-

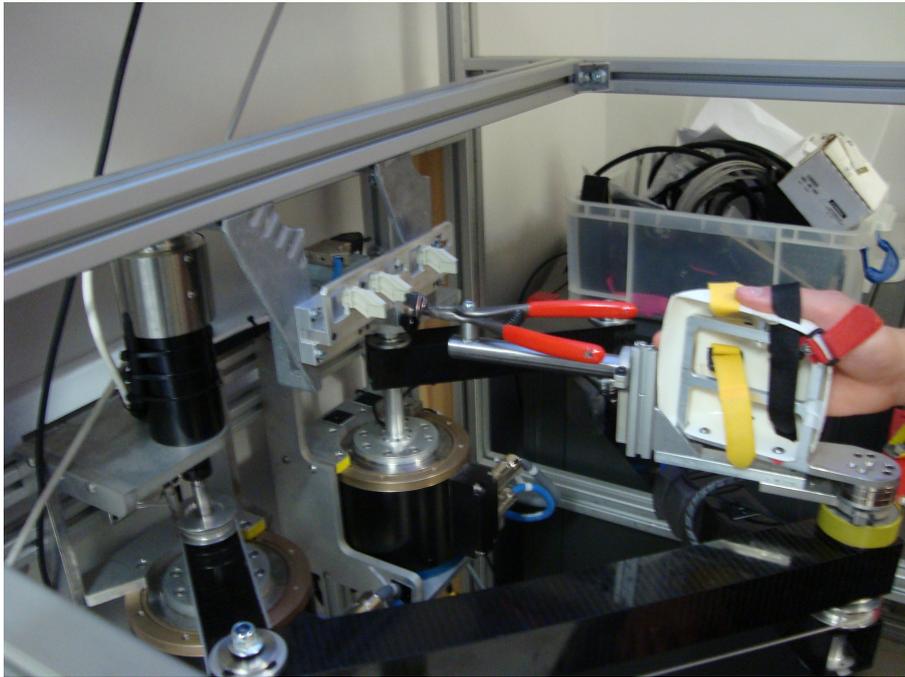


FIGURE 2.9: Le banc expérimental vu du côté gauche

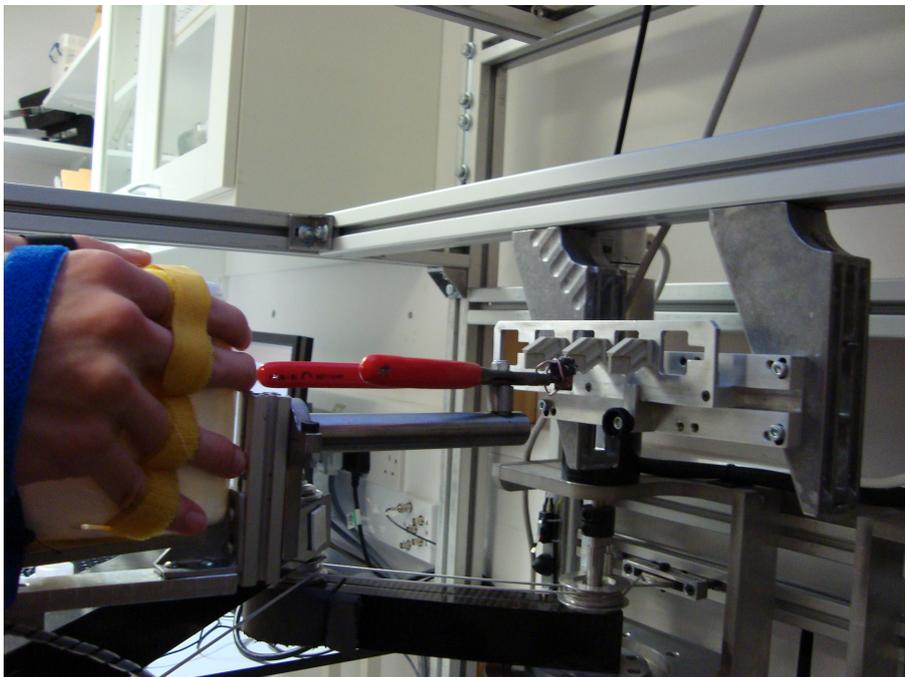


FIGURE 2.10: Le banc expérimental vu du côté droit

terprétation de l'évolution du comportement des sujets au cours de l'apprentissage.

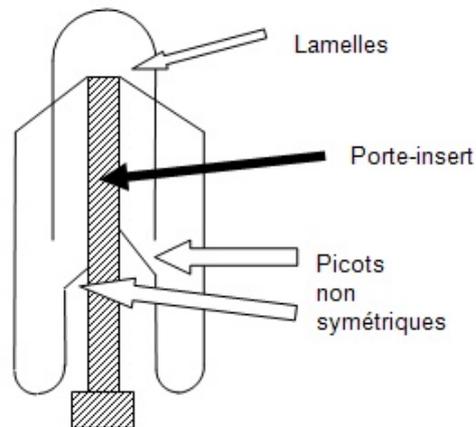


FIGURE 2.11: Vue de l'insert sur son support

2.2.2.2 Décomposition de la tâche

Dans cette expérimentation, nous distinguons deux phases : la **phase d'approche** et la **phase d'insertion** (cf. 2.12). Pour chaque essai, la **phase d'approche** commence à l'instant où le sujet déplace la poignée du point de départ ; elle se termine à l'instant où l'insert entre en contact avec le support. Après cette phase commence la **phase d'insertion**, qui s'achève lorsque l'insert est en contact avec le fond du support.

2.2.2.3 Activité musculaire

L'activité musculaire est mesurée à l'aide d'un **système d'électromyographie de surface**. Les muscles étudiés dans cette expérimentation sont différents de ceux étudiés pendant la tâche de pose d'insert à l'INRS (cf. section 2.1.1.2) afin de mieux intégrer l'analyse des ces données aux travaux antérieurs conduits sur ce sujet [Franklin 2008, Burdet 2001, Osu 1999].

Les six muscles étudiés sont les suivants :

1. deux muscles mono-articulaires de l'épaule : le **grand pectoral** (muscle fléchisseur, *Pectoralis Major*) et le **deltoïde postérieur** (muscle extenseur, *Posterior Deltoid*)
2. deux muscles bi-articulaires : le **biceps brachii** (muscle fléchisseur) et **triceps brachii longue portion** (muscle extenseur, *Triceps brachii Long Head*)

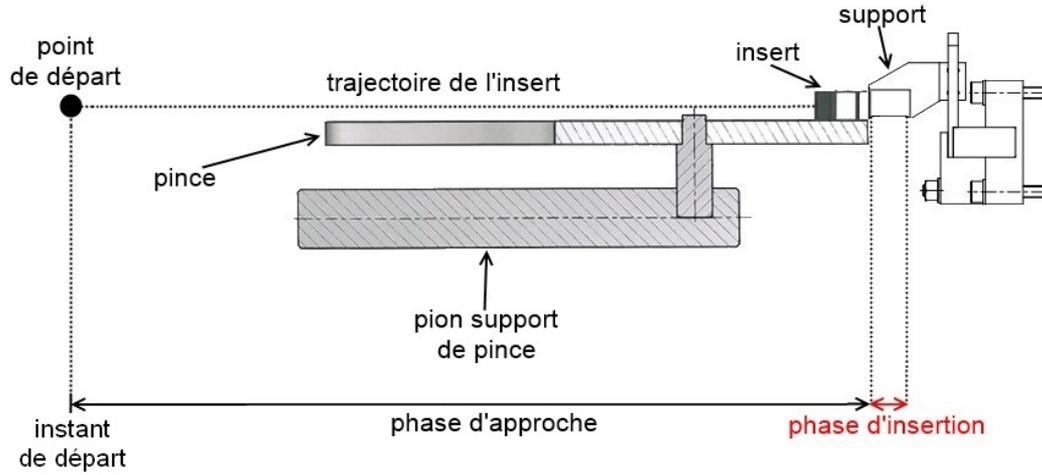


FIGURE 2.12: Vue latérale du système mécanique : cylindre, pince, insert et support. Dans cette vue latérale, nous avons représenté, sur une échelle de temps, les deux phases de l'essai : phase d'approche et phase d'insertion.

3. deux muscles du poignet : **fléchisseur** (*Flexor Carpi Radialis*) et **extenseur radial du carpe** (*Extensor Carpi Radialis Longus*)

Les électrodes sont placées de manière à obtenir une impédance inférieure à 5 k Ω entre la peau et l'électrode. La distance entre chaque paire d'électrodes est de 2 cm. Les signaux électriques recueillis pendant l'étalonnage et la réalisation de la tâche d'insertion sont amplifiés et enregistrés à une fréquence d'échantillonnage (*Sampling Rate* - SR) de 1 kHz. Ces signaux sont redressés et filtrés au moyen d'un filtre passe bas Butterworth à 500 Hz et d'un filtre passe haut Butterworth à 20 Hz.

Pour quantifier les changements de l'activité musculaire au cours de la phase d'insertion, on applique les traitements suivants :

- pour chaque itération et chacun des six muscles considérés, on calcule la valeur moyenne de l'EMG sur l'intervalle de temps commençant 100 ms *avant* la phase d'insertion ($t_{ins} - 100$) et se terminant 350 ms *après* la fin de la phase d'insertion ($t_{ins} + 350$) [Franklin 2008]. On note

$$EMG_m(k) = \text{mean} \{EMG [(t_{ins} - 100) \cdot SR, \dots, (t_{ins} + 350) \cdot SR]\} \quad (2.1)$$

où SR = 1000 Hz la fréquence d'échantillonnage, $m = 1, \dots, 6$ est le muscle, k est l'itération ;

- on calcule la moyenne glissante de $EMG_m(k)$ sur 20 itérations successives [Franklin 2008]. L'analyse porte donc sur les $n_{eva} = 150 - 20 = 130$ premières

itérations ;

- Pour chacun des muscles étudiés, la référence est obtenue au cours d'un test d'effort consistant à appliquer une force de 15 N selon l'axe de l'insertion (l'axe y , cf. figure 2.8) pendant 3 s. Pendant cette phase, le module de la force est affiché sur un écran en face au sujet. On normalise donc les EMG de chaque muscle de la façon suivante :

$$EMG_{m,nor}(k) = \frac{EMG_m(k)}{\text{mean}(EMG_{15N})} \quad (2.2)$$

Cette normalisation permet de faire une comparaison entre les différents sujets.

2.2.2.4 Caractérisation de l'usure du couple porte-insert/insert lors d'insertions répétées

Pour vérifier si un phénomène d'usure apparaît lors de l'insertion répétée d'un insert sur son support et comment il devrait être pris en compte pour l'interprétation de l'évolution du comportement des sujets au cours de l'apprentissage, nous avons mesuré, à l'aide d'un dynamomètre électronique (gamme 500 N, précision de 1 N) fixé sur une potence verticale (mesure uniquement dans l'axe d'insertion, cf. figure 2.13) la force nécessaire pour mettre en place l'insert sur son support au fur et à mesure des cycles d'insertion/extraction.



FIGURE 2.13: Mesure de la force d'insertion de l'insert

Six couples insert-support ont été utilisés, chacun subissant 100 cycles d'insertion/extraction.

Pour limiter les manutentions et le nombre de mesures, onze essais sont effectués sur le banc (la première itération puis la dixième, la vingtième, la trentième, etc.). La potence est actionnée manuellement à l'aide d'une vis sans fin, le mouvement est arrêté dès que les lamelles de l'insert affleurent le sommet du support (cf. figure 2.11). La valeur maximale de la force d'insertion est retenue. Les autres insertions/extractions sont réalisées manuellement, à l'aide de la pince.

Les résultats de ces essais sont présentés et analysés dans la section 5.3.1.1.

Architecture logicielle et choix techniques

Sommaire

3.1	Cahier des charges de l’outil d’aide à la conception	39
3.2	Choix techniques pour le développement d’un premier démonstrateur	42
3.2.1	Couche actions	42
3.2.2	Couche générateur des mouvements	44
3.2.3	Couche physique	44
3.2.4	Couche graphique	45

Comme évoqué précédemment (cf. section 1.5), les travaux conduits dans cette thèse s’inscrivent dans une démarche globale de développement d’un outil d’aide à la conception de situation de travail. L’objectif de nos travaux est principalement d’apporter des contributions scientifiques en vue de l’animation autonome et générique d’un humanoïde virtuel, mais il convient de garder à l’esprit les conventions, contraintes et exigences liées au développement et à l’utilisation de mannequins informatisés, en particulier celles qui sont présentées dans les normes NF EN ISO 15536 parties 1 [AFNOR 2008] et 2 [AFNOR 2007b] concernant différents aspects de tels systèmes, et notamment leur *utilisabilité*, leur *documentation* ainsi que leur vérification et validation. Les sections suivantes, qui présentent les spécifications et premiers choix techniques pour le développement de notre outil, ont tenu compte de ces éléments.

3.1 Cahier des charges de l’outil d’aide à la conception

L’outil d’aide à la conception que nous avons présenté dans la section 1.5 peut être décomposé en plusieurs **niveaux hiérarchiques**, comme décrit dans la figure 3.1.

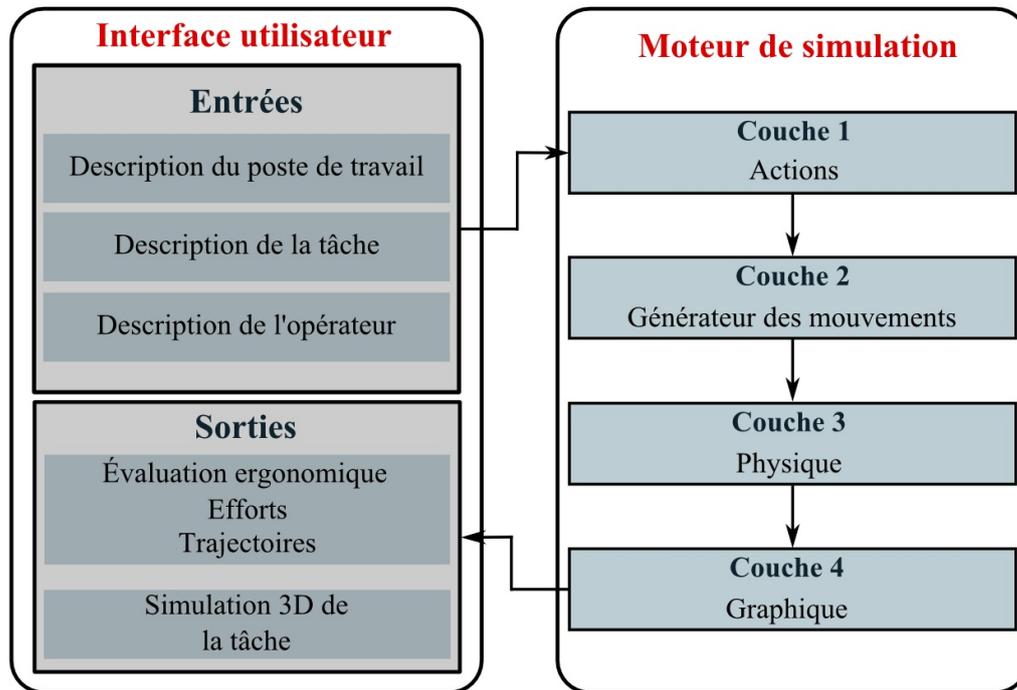


FIGURE 3.1: Architecture système du module de simulation d'évaluation ergonomique

Notre outil sera constitué d'une partie **interface** (saisie des données, restitution des résultats) et d'un **simulateur**. Sachant que le cœur de la thèse concerne le second, on ne donne que des pistes pour la description de l'interface.

Grâce à l'interface, le *concepteur* spécifiera en ordre chronologique les **actions** nécessaires pour effectuer la tâche, la **description du poste de travail** pour la représentation graphique du poste et l'initialisation du moteur de simulation, ainsi que la **description de l'opérateur** pour la construction du modèle de MN.

Cette interface pourrait être constituée de trois menus et deux fenêtres :

- le **premier menu** permettrait de définir la tâche et suivre son déroulement. Il pourrait s'appuyer sur une base de données d'actions élémentaire et permettre de les organiser chronologiquement ;
- le **deuxième menu** permettrait de définir la scène, par exemple choisir des outils dans une base de données et les placer dans la scène ;
- le **troisième menu** permettrait de définir l'anthropométrie de l'opérateur, par exemple en renseignant sa taille et sa masse pour la construction du modèle de MN, ainsi que sa position dans la scène ;
- la **première fenêtre** donnerait le résultat de l'évaluation ergonomique, les

trajectoires et les efforts exercés par le MN ;

- la **deuxième fenêtre** permettrait la visualisation 3D de la tâche simulée.

Les différentes **couches** pour la gestion du MN seront :

1. **Actions** : en fonction des données spécifiées par le premier menu de l'interface décrivant les actions que le MN doit effectuer et leur déroulement chronologique, cette couche se chargera de l'*assemblage* de la tâche spécifiée. Une *action* désigne ici une séquence de mouvements que le MN doit effectuer, pouvant concerner l'ensemble ou une partie du corps du mannequin. Par exemple, la tâche *déplacer un objet* serait décrite à l'aide des actions chronologiques suivantes : SAISIR l'objet, le DÉPLACER vers une position cible et enfin le DÉPOSER dans la position prédéfinie ;
2. **Générateur des mouvements** : l'objectif de cette couche est de faire le lien entre une action spécifiée par le concepteur et sa traduction automatique en termes de mouvements du MN. La couche générateur des mouvements (cf. figure 3.2) peut être décomposée en deux macro-modules : le module de *formation des trajectoires* et le *contrôleur dynamique* pour la gestion de l'équilibre, des forces de contact et la réalisation des trajectoires désirées. Ce dernier permet de calculer les couples mécaniques d'actionnement des articulations du MN à chaque pas de temps de simulation. Ces couples sont utilisés pour piloter le MN dans la réalisation des actions souhaitées.

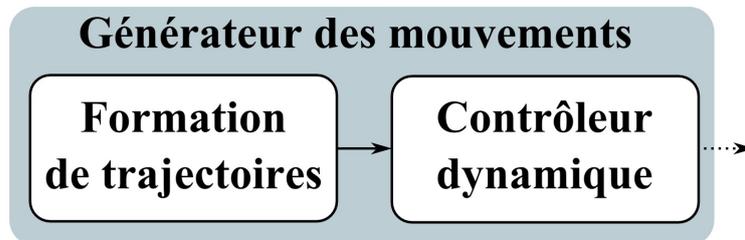


FIGURE 3.2: La couche générateur des mouvements du MN

Une décomposition des actions en plusieurs **objectifs** est nécessaire pour le *contrôleur dynamique*. Celle-ci peut être faite automatiquement. Par exemple, l'action ATTEINDRE de la figure 2.6 doit être décomposée en quatre objectifs qui permettent :

- *main droite* : l'atteinte de la position finale de l'insert,
- *centre de masse* : la gestion de l'équilibre,
- *tête* : le suivi de la position de la main droite avec le regard,

- *contacts* : l'obtention de contacts non-glissants ;
3. **Physique** : cette couche prend en entrée les couples articulaires du MN et les forces externes appliquées sur le MN, puis calcule les **états dynamiques** selon les lois de la physique ;
 4. **Graphique** : en fonction des états dynamiques de la couche physique, elle assure le **rendu visuel** de l'environnement virtuel et du MN (sa position et sa posture globale).

3.2 Choix techniques pour le développement d'un premier démonstrateur

Pour obtenir un MN avec un comportement réaliste tant du point de vue du mouvement global (postures, trajectoires) que du point de vue des données quantifiées qui le définissent (positions, vitesses, accélérations, efforts, etc.), nous nous sommes appuyés sur l'**environnement de simulation XDE**¹ (*eXtended Dynamic Engine*) développé par le CEA-LIST. Dans notre simulateur, l'ensemble des mouvements du MN dans l'environnement virtuel est gouverné par la simulation physique et mécanique newtonienne du monde réel, avec le contrôle automatique des forces et couples appliqués.

Dans notre démonstrateur, les données relatives au poste de travail ne sont pas spécifiées par une interface interactive, mais saisies dans des fichiers sources. Elles concernent en particulier :

- la *géométrie du poste* ;
- la *taille et la masse des outils et des pièces* ;
- la *position des objets manipulés* ;
- la *force à exercer* ;
- la *taille et la masse* (l'anthropométrie) de l'*opérateur* ;
- la *position initiale* de l'*opérateur* ;
- les *différentes actions et objectifs* ;
- les *paramètres* propres au contrôleur dynamique.

3.2.1 Couche actions

La couche actions est décrite par une **machine à états** (FSM : *Finite State Machine*). Une action nécessite un certain nombre de champs définis dans le tableau

3.1. Elles peuvent être réparties en trois catégories :

1. <http://www.kalisteo.fr/lisi/aucune/a-propos-de-xde>

1. « Catégorie = 1 ». Cette catégorie comprend toutes les actions demandant une *génération de trajectoire*. Elle permet de spécifier le mouvement d'une partie du corps dans l'espace (main, pied...).
2. « Catégorie = 2 ». Cette catégorie concerne les actions de *saisie* ou de *relâche* d'un objet.
3. « Catégorie = 3 ». Cette catégorie concerne les actions pour lesquelles le MN doit exercer une force supplémentaire sur l'environnement virtuel : par exemple *insérer* un objet dans un trou en exerçant une force d'appui.

Chaque action est déclenchée à la fin de l'exécution de l'action précédente, c'est à dire lorsque la durée de celle-ci est écoulée.

Champs	Description	Exemples de valeurs
Catégorie	Grande catégorie d'action	1, 2 ou 3
Nom	Nom de l'action	Chaîne de caractères
Actif	En cours de réalisation ou non	booléen
t^{ini}	Instant de début de l'action	Absolu ou relatif
t^{fin}	Instant de fin de l'action	Absolu ou relatif
$t^{courant}$	Instant courant de l'action	Compris entre t^{ini} et t^{fin}
X^{ini}	Position initiale 6D	Absolue ou relative
X^{fin}	Position finale 6D	Absolue ou relative
X^{int}	En présence d'obstacles, des points intermédiaires 6D pour l'éviter	Compris entre X^{ini} et X^{fin}
q^{doigts}	Type de prise	Posture de la main (prise en pince, palmaire...)
F^{exe}	Force à exercer	Absolue

TABLE 3.1: Description d'un état de la FSM de la couche Actions

Dans le tableau 3.1, t^{ini} désigne l'instant où l'action est déclenchée, t^{fin} l'instant où l'action est arrêtée et $t^{courant}$ l'instant courant de l'action, qui donne une indication sur son taux de réalisation.

Une action est dite « Actif = 1 » tant qu'elle est en cours de réalisation et « Actif = 0 » dans le cas contraire.

Le *concepteur* définit la trajectoire par un point initial X^{ini} , un point final X^{fin} et éventuellement un ou plusieurs points intermédiaires X^{int} pour l'évitement d'obstacles. Ces trois paramètres ne sont nécessaires que si « Catégorie = 1 ».

q^{doigts} définit le type de prise ou la position de relâche d'un objet. Ce paramètre n'est nécessaire que si « Catégorie = 2 ».

F^{exe} définit la force que le MN doit exercer. Ce paramètre n'est nécessaire que si « Catégorie = 3 ».

Pour les simulations de la tâche de pose d'inserts définies dans la section 2.1.2.2, les entrées pour les différents états (actions \equiv états dans cette thèse) des figures 2.6 et 2.7 sont montrées dans le tableau 3.2.

État	Entrées
ATTEINDRE	- Instants de début t^{ini} et de fin t^{fin} - Point initial X^{ini} et final X^{fin} 6D - En présence d'obstacle, un point intermédiaire 6D X^{int} pour l'éviter
POSITIONNER	- Instants de début t^{ini} et de fin t^{fin} - Point initial X^{ini} et final X^{fin} 6D - En présence d'obstacle, un point intermédiaire 6D X^{int} pour l'éviter
SAISIR	- Instants de début t^{ini} et de fin t^{fin} - Position q^{doigts} des doigts de la main
PLACER	- Instants de début t^{ini} et de fin t^{fin} - Force F^{exe} pour pousser l'insert
RELÂCHER	- Instants de début t^{ini} et de fin t^{fin} - Position q^{doigts} des doigts de la main

TABLE 3.2: Entrées pour les différents états de la FSM

3.2.2 Couche générateur des mouvements

Les travaux conduits dans cette thèse portent principalement sur cette couche. L'objectif est d'étudier et développer des algorithmes de contrôle pertinents et adaptés pour assurer le réalisme des mouvements.

Cette couche est décrite en détail dans le chapitre 4.

La décomposition en objectifs est faite manuellement. Les différents objectifs sont hiérarchisés par l'assignation d'un poids dépendant de la priorité qui leur a été attribuée par le codeur de l'algorithme (cf. section 4.2.2.2). Le chapitre 4 décrit en détail le fonctionnement de cette couche.

3.2.3 Couche physique

La couche physique de notre MN, décrite dans la figure 3.1, repose sur le moteur physique **XDE-Core** développé par le CEA-LIST. Celui-ci gère l'ensemble de la simulation physique en temps réel, y compris la résolution de collisions, les contraintes de contact et les effets de friction, modélisés suivant la loi de frottement de Coulomb.

Le composant central du moteur physique **XDE-Core** est le module de calcul mécanique GVM (*Generalized Virtual Mechanisms*). Il est conçu pour gérer des

systèmes multi-corps, rigides ou déformables, multi-contacts. Son formalisme mécanique est basé sur les groupes de Lie [Merlhiot 2009]. Les algorithmes de résolution numérique, **orientés interactivité** et **temps-réel**, sont très rapides.

XDE-Core comporte également un moteur de détection de collisions multiples pouvant utiliser l'algorithme discret LMD (Local Minimum Distances). Celui-ci calcule des distances locales minimum entre des couples de points situés à la surface de deux objets, et non pas seulement une distance globale entre ces deux objets (cf. figure 3.3). Si l'une de ces distances atteint zéro, on considère la présence d'un point de contact. Cet algorithme travaille à partir des maillages originels qu'il dilate. Cette dilatation a pour effet d'arrondir les angles mais également de tolérer les petits défauts du maillage.

Des travaux récents ont montré les bonnes performances de XDE dans le contexte de la simulation pour les MN et la réalité virtuelle [Mansour 2011, Liu 2011].

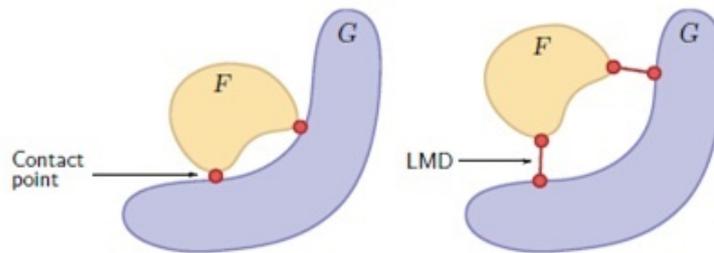


FIGURE 3.3: Illustration d'un contact avec LMD (image tirée de [Sreng 2008])

3.2.4 Couche graphique

La couche graphique est une sur-couche du moteur 3D libre multiplate-forme OGRE² (*Object-Oriented Graphics Rendering Engine*) orienté scène. Elle permet par ailleurs de visualiser un environnement tridimensionnel à partir d'objets à facettes. Cet environnement pourra être restitué par un rendu bidimensionnel au travers d'une ou plusieurs caméras virtuelles.

2. www.ogre3d.org

Un contrôleur multi-objectifs basé sur des comportements humains

Sommaire

4.1 État de l'art sur le contrôle moteur humain	47
4.1.1 Formation de trajectoires	47
4.1.2 Contrôle moteur	51
4.2 État de l'art sur les techniques de contrôle	64
4.2.1 Contrôle adaptatif et par apprentissage	64
4.2.2 Contrôle du MN dans des environnements basés sur la physique	69
4.3 Synthèse du contrôleur	70
4.3.1 Caractéristiques humaines	71
4.3.2 Techniques de contrôle	72
4.4 Contrôleur dynamique multi-objectifs basé sur des com- portements humains	73
4.4.1 Modélisation cinématique du MN	73
4.4.2 Modèle dynamique	75
4.4.3 Régulateur adaptatif basé sur les comportements humains . . .	76
4.4.4 Contrôleur feedforward et feedback	80

Ce chapitre présente les choix relatifs aux lois de commande pilotant de manière réaliste le MN dont nous avons fait le cahier des charges. Nous y présentons en particulier un nouveau contrôleur de MN multi-objectifs basé sur des caractéristiques humaines.

4.1 État de l'art sur le contrôle moteur humain

4.1.1 Formation de trajectoires

Un **mouvement** peut être caractérisé, indépendamment de son effecteur, par :

- les **points initial** et **final** de la trajectoire (position et orientation) ;
- la **position des obstacles** ;
- la **durée** du mouvement.

Pour pouvoir définir les éléments spatio-temporels de la planification de mouvements de notre MN exploitant ces données, nous nous appuyons sur différentes informations issues de la littérature.

Tout d’abord, il a été montré que, avant d’exécuter un mouvement volontaire, l’être humain l’organise en séquences [Vaivre-Douret 2007]. Il a également été montré que le cerveau établit, avant chaque mouvement, un plan moteur composé d’images mentales qui s’enchaînent [Sève-Ferrieu 2005]. Il s’agit d’un automatisme qui anticipe le résultat de chaque mouvement [Gabbard 2011] : pendant l’exécution d’une phase du mouvement, le cerveau spécifie les paramètres de la phase suivante, c’est-à-dire les éléments spatio-temporels (direction, force, amplitude, vitesse) et visuo-spatiaux qui orienteront l’action [Vaivre-Douret 2007]. Pour ces raisons, la planification motrice exige une intégration des informations sensorielles de l’environnement (tactiles, visuelles et auditives) et celles provenant de son corps (kines-thésiques, proprioceptives et vestibulaires) de façon à ce que le mouvement produit soit adapté à la situation [Mancini 2005].

L’étude expérimentale des mouvements humains a montré que les mouvements volontaires obéissent à quatre grands **principes psychophysiques** :

- la **loi de Hick-Hyman** : le temps de réaction moyen $T_{R_{ave}}$ nécessaires pour choisir parmi les n choix probables dépend de leur logarithme [Hyman 1953] :

$$T_{R_{ave}} = d \log_2(n + 1) \quad (4.1)$$

- la **loi de Fitts** : le temps de mouvement dépend du logarithme de la précision relative (le rapport entre l’amplitude du mouvement et la dimension de la cible) [Fitts 1954] :

$$D = g + z \log_2 \left(1 + \frac{2\Upsilon}{P} \right) \quad (4.2)$$

où D est la durée du mouvement en s, Υ son amplitude en m et P sa précision en m. g et z sont constantes déterminées empiriquement.

- l’**invariance cinématique** : les mouvements de la main ont un profil de vitesse en forme de cloche dans les mouvements rectilignes [Morasso 1981]. Le profil de vitesse est indépendant de la direction de déplacement et de l’amplitude.

- la **loi de puissance 2/3** : pour des trajectoires plus complexes (par exemple l'écriture et le dessin), le mouvement humain suit la *loi de puissance 2/3* [Morasso 1982, Lacquaniti 1983, Viviani 1982, Viviani 1991, Viviani 1995] :

$$\dot{s}(t) = Z_s R^{1-\frac{2}{3}} \quad (4.3)$$

où $\dot{s}(t)$ est la vitesse tangentielle, R le rayon de courbure et Z_s une constante appelée *facteur de gain de vitesse*.

4.1.1.1 Éléments spatio-temporels

Nous avons implémenté dans cette thèse un **planificateur de mouvement** basé sur la méthode du minimum-jerk avec points intermédiaires. Nous utilisons cette méthode pour obtenir les trajectoires réalistes du MN. Notre planificateur est basé sur le travail de Todorov [Todorov 1998]. Pour mémoire, le **jerk** désigne la dérivée de l'accélération par rapport au temps, c'est à dire la dérivée troisième de la position par rapport au temps.

Le modèle du minimum jerk stipule que, parmi toutes les solutions possibles pour la génération de trajectoires, le système de contrôle est capable de déterminer de manière unique les équations paramétriques du mouvement qui définissent à chaque instant l'état du système, en minimisant le jerk et en respectant les conditions aux limites. En d'autres termes, ce modèle évite les trop grands écarts d'accélération du mouvement.

Le premier modèle du minimum-jerk [Flash 1985] calcule à la fois la trajectoire et la vitesse étant donné un ensemble de points intermédiaires (l'optimisation des paramètres d'interpolation est effectuée sur les profils de vitesse et trajectoire). Ce modèle peut échouer à prédire la trajectoire de la main étant donné les points intermédiaires [Uno 1989, Sabes 1997].

Le modèle de Todorov postule que, pour une trajectoire donnée dans l'espace, le profil de vitesse observé est celui qui minimise le jerk :

$$C = \int_0^D \left\| \frac{d^3}{dt^3} \mathbf{r}[s(t)] \right\|^2 dt \quad (4.4)$$

avec $\mathbf{r}(s) = [x(s), y(s), z(s)]$ une trajectoire 3D de la main et s la coordonnée curviligne.

Par rapport au premier modèle du minimum jerk, avec cette approche la minimisation est effectuée uniquement sur le profil de vitesse car le chemin est spécifié. La définition formelle du terme à l'intérieur de l'intégrale dans l'équation 4.4 est donnée dans l'annexe B.1.

Pour trouver le jerk optimal pour n'importe quels temps de passage et points intermédiaires, le modèle de Todorov optimise les paramètres d'une interpolation. Il minimise le jerk par rapport à la vitesse et l'accélération en imposant un gradient nul et en résolvant le système d'équations linéaires qui en résulte (cf. annexe B.3). Pour trouver les temps intermédiaires, cette approche utilise une méthode de simplex non linéaire sur tous les temps de passage possibles.

Ce modèle a été validé et comparé à la loi de puissance 2/3 et au premier modèle du minimum-jerk dans [Todorov 1998], pour quatre tâches différentes avec une trajectoire spécifiée. Il est apparu environ trois fois plus précis que la loi de puissance 2/3 et quatre fois plus précis que le premier modèle du minimum-jerk dans la prédiction des trajectoires des sujets.

De la même façon que pour les translations, le profil de vitesse des rotations choisi sera celui qui minimise la dérivée troisième de l'orientation.

En résumé, le calcul de la trajectoire minimisant le jerk en rotation et translation nécessite la durée du mouvement, les positions, les vitesses et les accélérations initiales et finales. En présence d'obstacles, il faudra également définir empiriquement des points d'évitement.

Un exemple illustrant l'utilisation de cette méthode en simulation est donné en annexe B.4. Pour démontrer la validité de cette modélisation du mouvement humain, les résultats de simulation ont été comparés à ceux obtenus avec des sujets humains (cf. section 5.2.3.2).

4.1.1.2 Durées des mouvements

Les durées des mouvements sont choisies *a priori* selon la loi de Fitt 3D pour une tâche de pointage proposée dans [Grossman 2004].

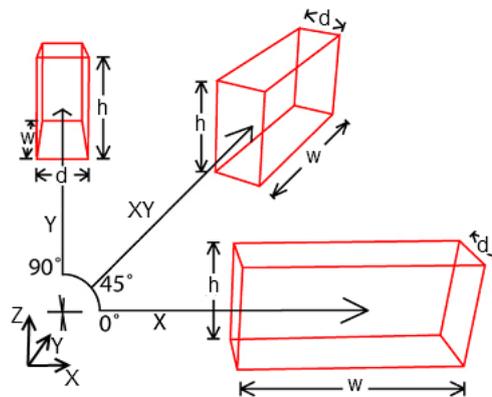


FIGURE 4.1: Les mesures de w , h et d pour la loi 3D de Fitt

Les états permettant de modéliser les tâches définies dans la section 2.1.2.2 sont similaires à l'état relatif d'une tâche de pointage. Nous utilisons donc l'équation donnée dans [Grossman 2004] pour calculer la durée du mouvement D :

$$D \approx 56 + 5208 \log_2 \left(\sqrt{f_w(\theta) \left(\frac{\Upsilon}{w}\right)^2 + \frac{1}{9.2} \left(\frac{\Upsilon}{h}\right)^2 + f_d(\theta) \left(\frac{\Upsilon}{d}\right)^2 + 1} \right) \quad (4.5)$$

avec $f_w(0^\circ) = 0.211$, $f_w(45^\circ) = 0.242$, $f_w(90^\circ) = 0.717$, $f_d(0^\circ) = 0.194$, $f_d(45^\circ) = 0.147$ et $f_d(90^\circ) = 0.312$. Υ est la distance (ou amplitude), θ est l'angle de déplacement (axe de mouvement de l'utilisateur humain), w est la largeur mesurée le long de l'axe de mouvement, h est la hauteur mesurée le long de l'axe Z et d est perpendiculaire aux deux (cf. figure 4.1).

4.1.2 Contrôle moteur

Le contrôle moteur peut être défini par la capacité du système nerveux à contrôler les mouvements du corps humain.

Comprendre la façon dont les humains coordonnent les mouvements est un objectif scientifique majeur compte tenu des implications médicales, psychologiques et cybernétiques. Ce problème est complexe et différentes techniques ont été développées à cet effet.

En pratique, le contrôle moteur humain est généralement étudié en rapport avec une tâche spécifique (course à pied, mouvement d'atteinte, contrôle de la station debout, etc.). Les chercheurs étudient comment le mouvement est contrôlé dans le cas d'une activité donnée afin d'identifier des principes généraux décrivant le contrôle moteur humain.

4.1.2.1 Propriétés visco-élastiques des muscles humains

Selon Bernstein [Bernstein 2004], il est impossible de comprendre le mouvement sans prendre en compte les propriétés de l'actionneur. Pour comprendre les caractéristiques des muscles, il est utile de les comparer à des moteurs à courant continu (un type d'actionneur largement utilisé en robotique).

Dans les moteurs à courant continu (DC), la force générée dépend de la vitesse de rotation. Au contraire, pour les fibres musculaires, la force dépend de la vitesse du mouvement et de la longueur du muscle [Hill 1938, Feldman 1966, Feldman 1995]. Cela implique que les fibres musculaires sont capables de stocker de l'énergie élastique, comme un ressort.

En général, nous pouvons exprimer le comportement mécanique des muscles et

du système réflexe spinal par la **force** suivante [Hill 1938] :

$$f = f(l, \dot{l}, u) \quad (4.6)$$

où f est la **force musculaire**, l est la **longueur**, \dot{l} est la **vitesse de raccourcissement** et u est l'ensemble des **commandes de neurones**.

Comme nous pouvons le voir ci-dessus, le système musculaire peut être considéré comme un **ressort** avec l'énergie suivante [Flash 1987] :

$$E(l) = - \int f(l, \dot{l}, u) \delta l \quad (4.7)$$

En linéarisant les équations autour d'un certain point de fonctionnement (l, \dot{l}, u) , on obtient :

$$f = f(l, \dot{l}, u) + \frac{\partial f}{\partial l} \delta l + \frac{\partial f}{\partial \dot{l}} \delta \dot{l} + \frac{\partial f}{\partial u} \delta u \quad (4.8)$$

où les quantités $\frac{\partial f}{\partial l} = k$, $\frac{\partial f}{\partial \dot{l}} = b$, $\frac{\partial f}{\partial u} = c$ sont respectivement la **raideur**, l'**amortissement** et le **gain de l'activité neuronale**. À partir de cette définition, les propriétés de rigidité et de viscosité s'apparentent à des impédances mécaniques. Elles dépendent du point de fonctionnement.

Si nous voulons analyser le comportement global du corps en réponse aux perturbations, il est nécessaire d'étendre la notion de ressort pour le cas à n dimensions.

$$F = -K(X - X_0) - B\dot{X} \quad (4.9)$$

Si le champ de force est conservateur, la matrice K (matrice de raideur) est symétrique et définie positive. Dans ces conditions, la matrice est diagonalisable et a des valeurs propres positives.

Dans le cas de mouvements planaires, K peut être représentée comme une ellipse : les axes principaux correspondent aux vecteurs propres (forces et vecteurs de déplacement sont colinéaires dans leur direction privilégiée) et les longueurs des demi-axes sont proportionnelles aux valeurs propres. Par exemple, si la main est à la position X_0 et qu'on applique une perturbation, la main se déplace de δX et le bras réagit avec une force de rappel, qui en général n'est pas dans la même direction que la perturbation. Si la matrice K est symétrique et définie positive, on peut conclure que le bras se comporte comme un **système passif composé de ressorts**.

Comme on peut le voir sur la figure 4.2, l'orientation de l'ellipse de raideur semble être caractérisée par une tendance polaire, avec l'axe principal (c'est à dire la direction dans laquelle l'aiguille est plus rigide) alignées avec la ligne reliant

l'épaule à la main. La taille de ces ellipses peut être contrôlée en modulant le niveau de co-activation des muscles volontaires [Kirsch 1994] ou la force d'extrémité [Gomi 1998a]. En revanche, l'orientation est difficilement modifiable, à l'exception des mouvements hautement spécialisés [Burdet 2001].

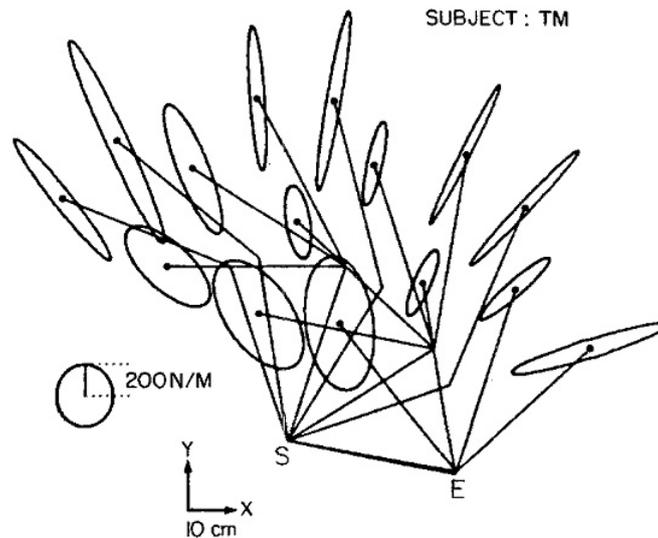


FIGURE 4.2: L'ellipse de raideur de la main obtenue au cours de la tâche posturale (image tirée de [Flash 1987])

Différentes études ont montré ces propriétés visco-élastiques des muscles [Won 1995, Burdet 2001].

4.1.2.2 Capacités humaines d'apprentissage et d'anticipation

Plusieurs travaux ont été réalisés concernant la **compensation des perturbations du mouvement** [Bizzi 1998, Gribble 1999, Gribble 2000, Milner 1993]. Lorsqu'une trajectoire rectiligne est soumise à des perturbations perpendiculaires à sa direction par un champ de force fonction de la vitesse de déplacement, le sujet parvient à les compenser après quelques essais. On observe également une sur-compensation lorsque la perturbation disparaît (cf. figure 4.3). Ces phénomènes ne sont pas simplement réalisés par un asservissement au niveau spinal, car cela reviendrait à augmenter la raideur, laquelle est limitée. Sous l'hypothèse du point d'équilibre, Gribble et Ostry proposent dans [Gribble 2000] un schéma de compensation qui modifie la consigne $\lambda(t)$ au cours des expérimentations. Un tel schéma est très proche des apprentissages de type *learning control* en robotique. C'est une sorte de « pirouette » qui masque la construction explicite d'un modèle dynamique.

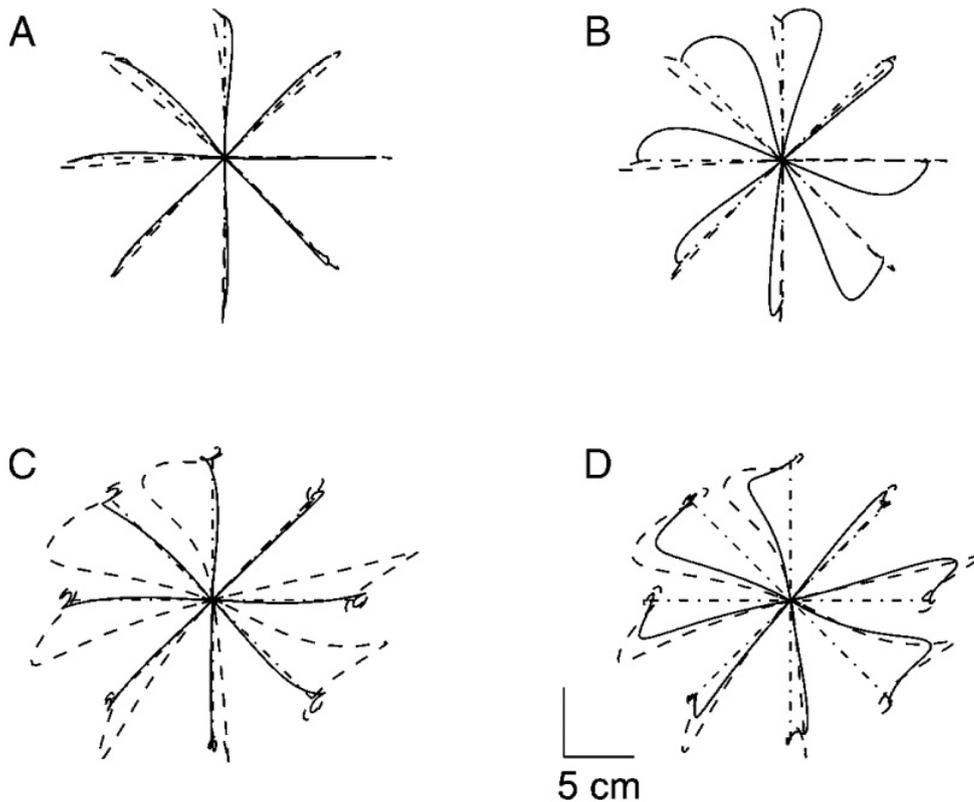


FIGURE 4.3: Trajectoires initiales sans perturbation (A); trajectoires avec champ de forces perturbateur (B); trajectoires après apprentissage correcteur (C); trajectoires après suppression du champ perturbateur (D) (image tirée de [Gribble 2000])

Gribble et Ostry [Gribble 1999] ont par ailleurs examinés les signaux électromyographiques (EMG) des différents muscles impliqués dans les mouvements de l'épaule et du coude pour un mouvement plan (horizontal) du bras. Ils en concluent que le système nerveux central (SNC) anticipe les couplages dynamiques du bras. La figure 4.4 illustre les EMG moyens réalisés sur différents sujets et pour différentes vitesses de mouvement sur une seule articulation. On peut constater que pour un mouvement du coude, le pectoral se contracte bien avant le début du mouvement (presque 0,1 s) d'autant plus que le mouvement est rapide. De même, pour un mouvement de l'épaule, le biceps long se contracte avant le mouvement. Le même constat peut être fait pour des mouvements simultanés de l'épaule et du coude (cf. figure 4.5).

Un autre constat est intéressant : les sujets ayant subi une désafférentation

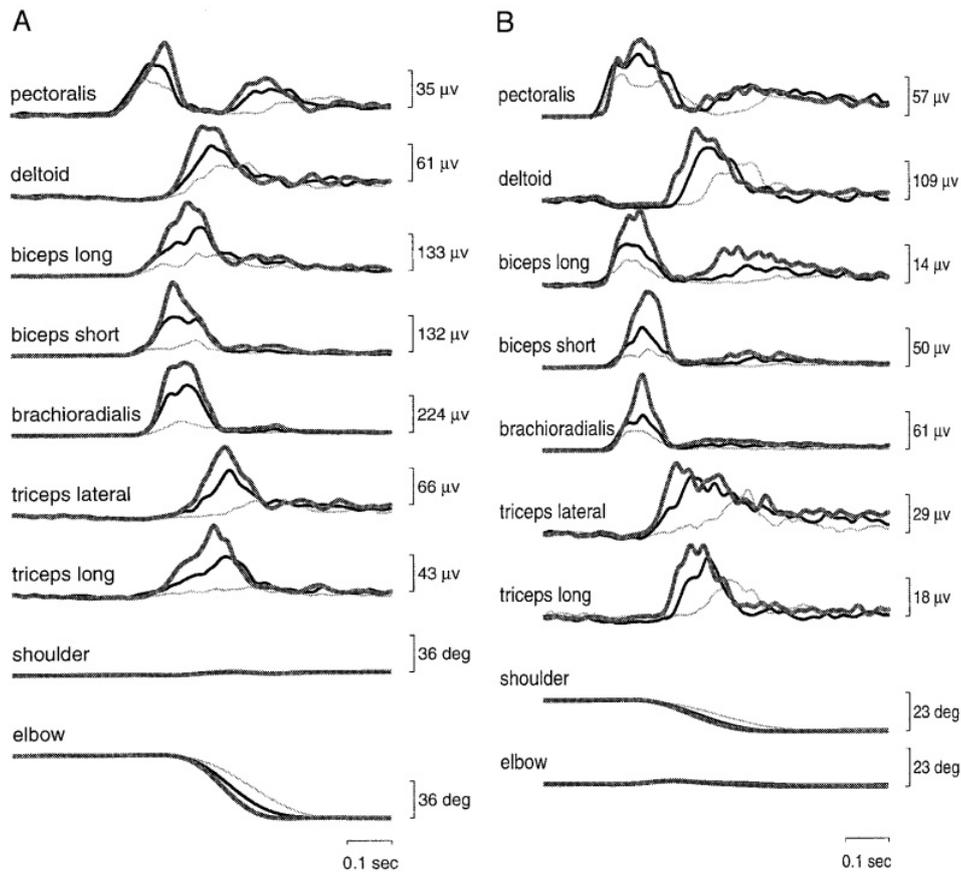


FIGURE 4.4: Relevés EMG pour des mouvements du coude (A) et de l'épaule (B) (image tirée de [Gribble 1999])

pathologique ont tendance à perdre la faculté de compenser les interactions dynamiques. Cela signifie que le retour sensoriel joue un rôle fondamental dans le maintien de cette fonction [Gaudez 2008b].

Conditt *et al* [Conditt 1997] ont travaillé sur l'**apprentissage de tâches** (dessins dans un plan) en environnement perturbé par un champ de forces résistant, non uniforme et dépendant de la vitesse de déplacement du bras (frottement visqueux) (cf. figure 4.6). Les résultats montrent qu'un apprentissage réalisé en exécutant des lignes droites dans un champ perturbateur permet ensuite de tracer des figures plus complexes, en corrigeant correctement les perturbations (cf. figure 4.7).

Ces résultats montreraient que l'homme effectue un apprentissage de son environnement et que cet apprentissage n'est pas lié à une trajectoire particulière, mais conduit plutôt à la construction d'un **modèle dynamique de l'environnement**. Cela infirmerait les hypothèses émises par Gribble et Ostry [Gribble 2000].

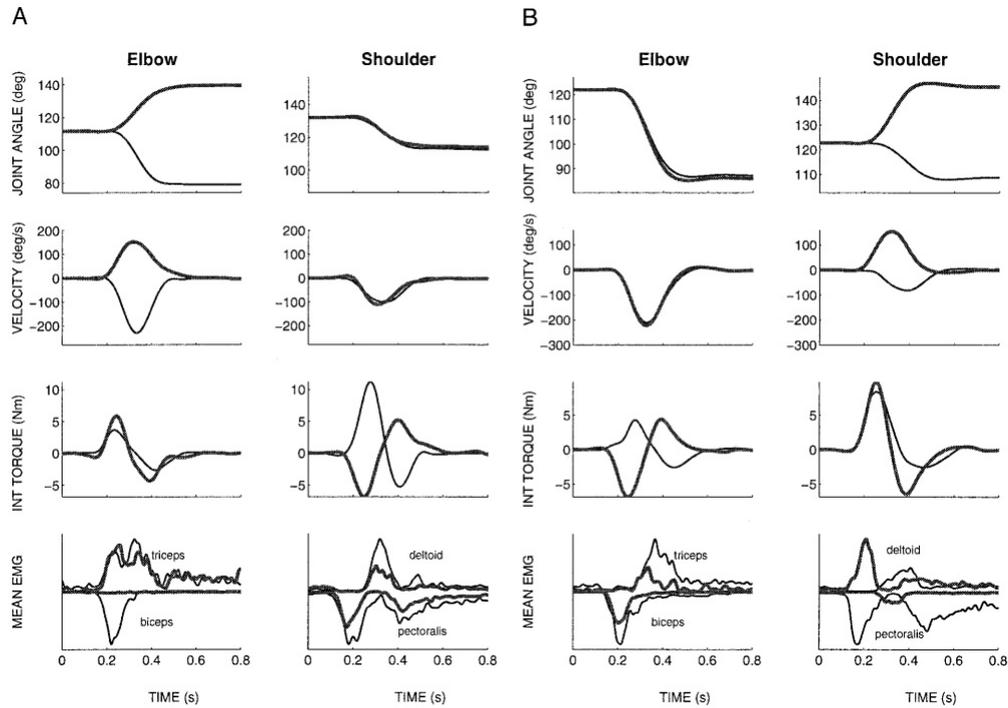


FIGURE 4.5: Relevés EMG pour des mouvements simultanés coude-épaule : sens opposés (A) et même sens (B) (image tirée de [Gribble 1999])

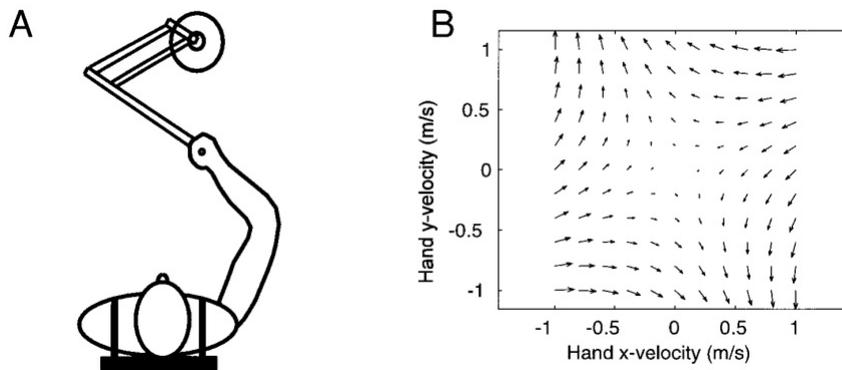


FIGURE 4.6: Synoptique expérimental (A) et champ perturbateur (B) (image tirée de [Conditt 1997])

Certains auteurs comme Todorov [Todorov 2002a] vont même beaucoup plus loin en accordant au cortex moteur primaire une importance capitale pour les mouvements. Cette idée est démontrée expérimentalement par la cohérence significative entre les signaux issus du cortex moteur primaire et les signaux EMG des muscles

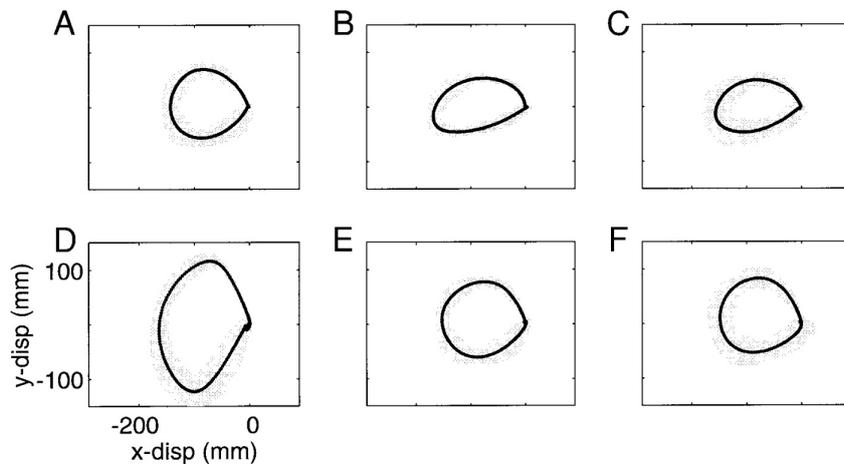


FIGURE 4.7: Tracé de cercle : sans champ perturbateur (A) ; réaction après disparition du champ perturbateur - apprentissage avec des cercles (B) ; réaction après disparition du champ perturbateur - apprentissage avec des droites (C) ; application soudaine du champ perturbateur (D) ; compensation après apprentissage avec des cercles (E) ; compensation après apprentissage avec des cercles (F) (image tirée de [Conditt 1997]).

correspondants.

Dans le même ordre d'idées, il a été montré expérimentalement que les différentes zones du cortex (cortex moteur primaire, cortex pariétal postérieur et cortex pariétal) sont impliquées dans la construction et la spécification du mouvement [Wessberg 2000] et que, parmi ces zones, les signaux émis par le cortex pariétal postérieur sont les plus importants.

D'un **point de vue neurophysiologique**, Doya [Doya 2000] propose d'affecter des rôles complémentaires pour l'apprentissage au cortex cérébral, aux ganglions de la base et au cervelet (cf. figure 4.8). Cette hypothèse repose sur des études détaillées et des expérimentations effectuées sur le singe.

De façon plus précise, ces rôles respectifs pour l'apprentissage seraient :

- pour le **cervelet** : l'apprentissage supervisé pour des modèles internes du corps et de l'environnement, ainsi que la duplication d'un modèle entrée-sortie arbitraire appris ailleurs dans le cerveau ;
- pour les **ganglions de la base** : l'apprentissage par renforcement de l'évaluation de la situation courante par anticipation de la récompense, ainsi que la sélection d'une action appropriée par évaluation des actions possibles ;
- pour le **cortex cérébral** : l'apprentissage non supervisé de la représentation concise de l'état sensoriel, du contexte, de l'action et de l'architecture

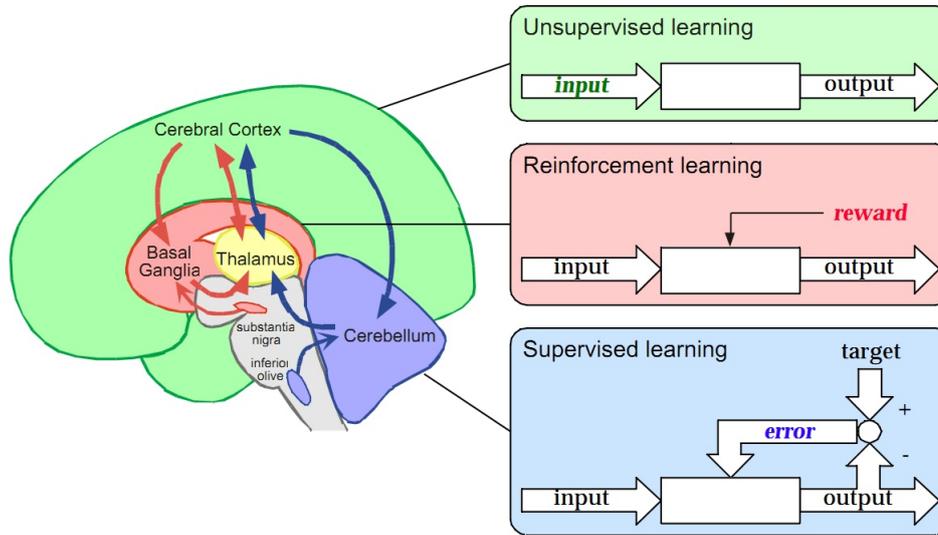


FIGURE 4.8: Rôles respectifs des cortex cérébraux, cérébelleux et des ganglions de la base (image tirée de [Doya 2000])

appropriée pour une tâche donnée.

4.1.2.3 Commande par modèle dynamique interne

Kawato *et al* sont à l'origine de nombreuses contributions concernant le recours à des modèles dynamiques internes en contrôle moteur [Kawato 1999, Imamizu 2000, Wolpert 1998]. Un des principaux arguments justifiant l'utilisation de tels modèles est la présence de retards importants dans les boucles de commandes (150 à 200 ms pour une boucle faisant intervenir la vision et 30 à 50 ms pour les boucles spinales). Dans la figure 4.9, le schéma (a) ne peut alors exister sans être complété par le schéma (b).

Parmi les expérimentations les plus convaincantes, on peut citer la saisie d'un objet connu pour lequel l'effort de prise est supérieur à l'effort minimum en deçà duquel l'objet peut glisser [Johansson 1984, Westling 1984, Johansson 1987]. À partir des résultats issus de l'analyses en résonance magnétique fonctionnelle les trois modules ont pu être décrits par la figure 4.10.

L'hypothèse des modèles internes est également consolidée par un certain nombre d'expériences avec des charges de type inertielles, élastiques ou visqueuses.

Flanagan et Wing [Flanagan 1993] ont montré que, pour des mouvements de translation, les sujets s'adaptent en **anticipant la force de serrage** à la charge et au mouvement par une anticipation (14 ms en moyenne).

Dans le même ordre d'idées, Flanagan et Lolley [Flanagan 2001] ont montré

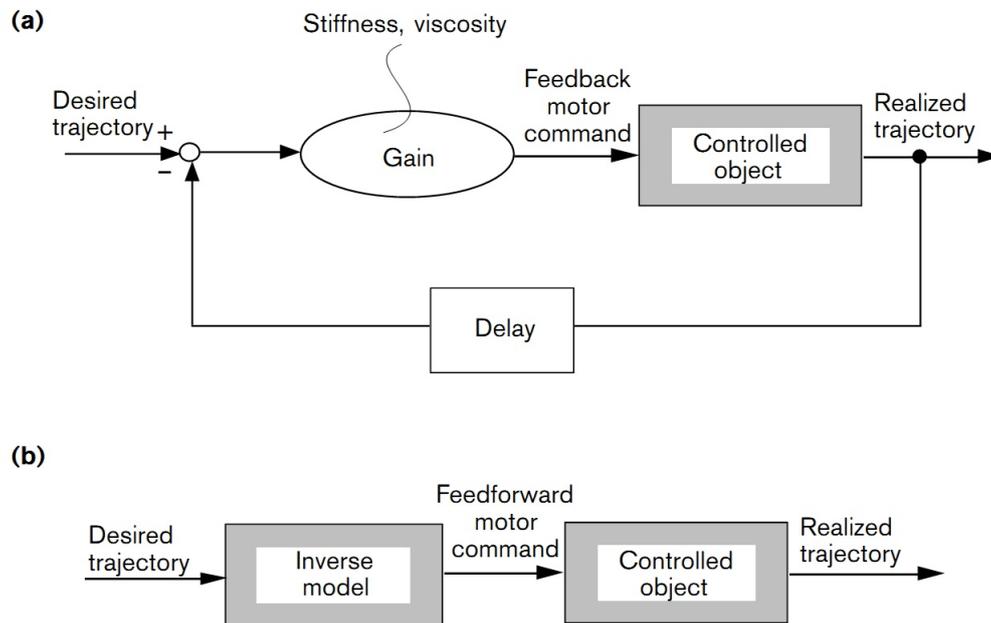


FIGURE 4.9: Contrôle en feedback et feedforward utilisant le modèle inverse de l'objet (image tirée de [Kawato 1999])

l'anticipation d'anisotropie inertielle du bras humain durant la planification d'un mouvement. Le dispositif expérimental est décrit par la figure 4.11a. Les sujets devaient exécuter des mouvements en suivant les directions indiquées par des cibles sous différentes conditions : deux configurations du bras et un mouvement dit *de réaction* pour lequel on demandait au sujet d'effectuer son mouvement dès que la cible était affichée à l'écran. Ils ont montré l'existence d'une forte corrélation au démarrage entre la force tangentielle au mouvement et la force normale appliquée sur l'objet déplacé (cf. figure 4.11b). La force tangentielle est d'autant plus grande que l'inertie du bras est faible, et il en va donc de même pour la force normale. La vitesse d'établissement de cette force normale ne peut pas être due à une seule réaction sensorielle, et on peut alors évoquer l'existence d'un modèle interne. De manière plus détaillée, cette expérience met à jour les phénomènes suivants :

- lorsqu'il est demandé au sujet d'exécuter le mouvement quand il le souhaite, on constate un temps de réaction de 600 ms environ. Dans le cas du mouvement dit *de réaction*, ce temps tombe à 300 ms environ. On constate alors une corrélation moins forte entre les forces tangentielle et normale. Cela pourrait signifier que le modèle dynamique sollicité dans cette expérience n'a pas le temps d'être entièrement *calculé* ;
- quelques erreurs sont constatées au point d'arrivée en termes de longueur

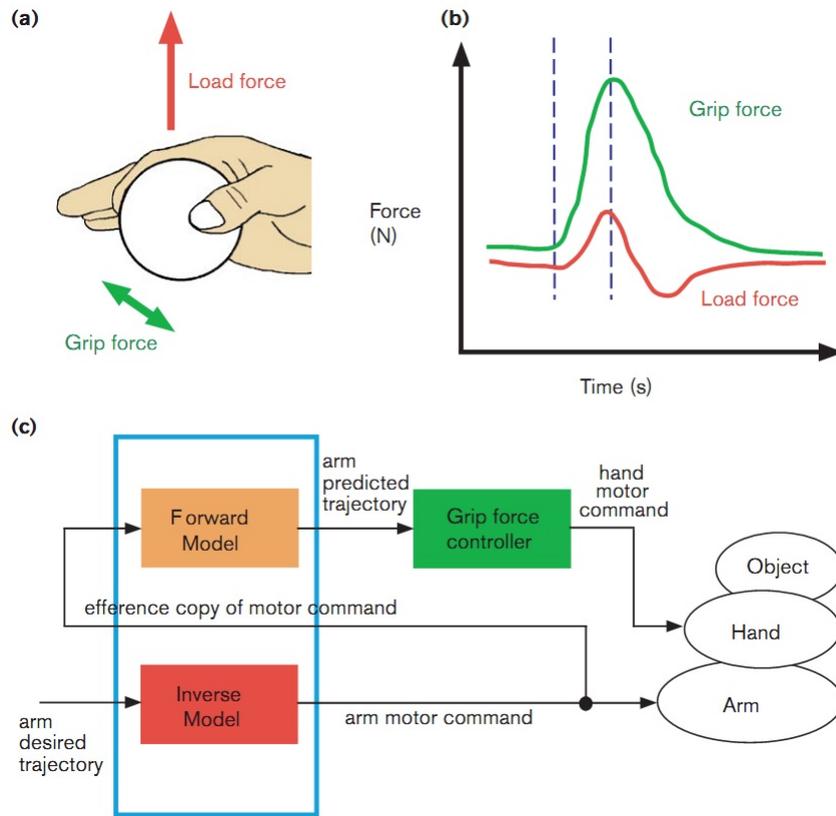


FIGURE 4.10: Coordination entre la force de levage et la force de serrage (image tirée de [Kawato 1999])

parcourue et d'orientation. Il s'avère que le dépassement est plus important pour une inertie plus faible. L'erreur en orientation à l'arrivée varie selon les configurations de départ. Pour les erreurs de position, les auteurs émettent l'hypothèse d'inexactitudes dans les modèles dynamiques internes. En ce qui concerne les erreurs d'orientation, les auteurs postulent qu'elles sont liées à une inexactitude au niveau des modèles cinématiques internes (ou bien des capteurs proprioceptifs).

Des travaux de Imamizu *et al* [Imamizu 2000] ont mis en évidence l'acquisition de modèles internes par le cervelet en utilisant l'analyse de son activité par fMRI (*functional magnetic resonance imaging*). La tâche consistait à suivre une tache sur un écran avec une souris. Durant les premiers essais, l'activité du cervelet est intense, puis elle décroît au fur et à mesure des nouveaux déplacements (cf. figure 4.12), jusqu'à être restreinte à une petite zone dont l'activité n'est corrélée ni avec l'erreur de suivi ni avec la vitesse.

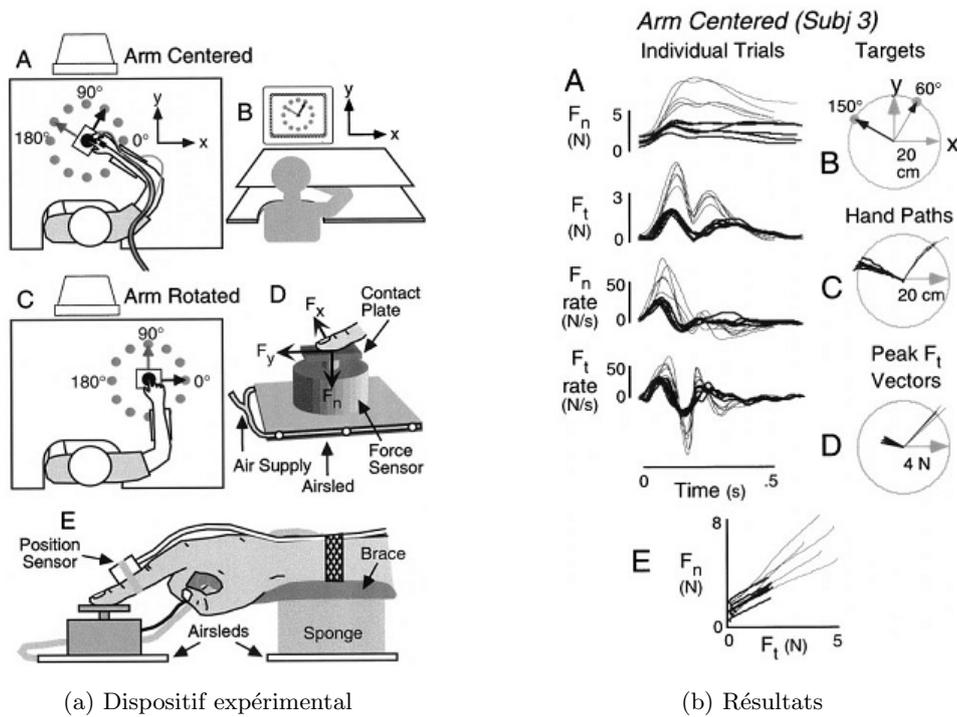


FIGURE 4.11: Expérimentation sur le bras humain durant la planification d'un mouvement (image tirée de [Flanagan 2001])

D'un point de vue neurophysiologique, les symptômes observés lors d'une dégénérescence du cervelet (*ataxie cérébelleuse*) suggèrent l'existence d'un modèle dynamique interne. Selon Morasso et Sanguinetti, ces symptômes se traduisent par [Morasso 2001] :

- un retard dans l'initialisation du mouvement ;
- un perte de précision à la fin du mouvement ;
- des difficultés à effectuer des mouvements à effort constant ;
- des difficultés à coordonner plusieurs articulations.

Les même auteurs proposent une interprétation cybernétique en évoquant deux modèles internes : le **modèle direct** et le **modèle inverse** (cf. figure 4.13) pour lesquels des chercheurs [Vetter 2000, Smith 2000] ont montré qu'ils pourraient correspondre à différentes structures ou parties du système nerveux. Ainsi, la *maladie de Huntington*, qui se traduit par une perte de **feedback**, ne perturbe pas la partie **feedforward** ou d'**anticipation** du mouvement.

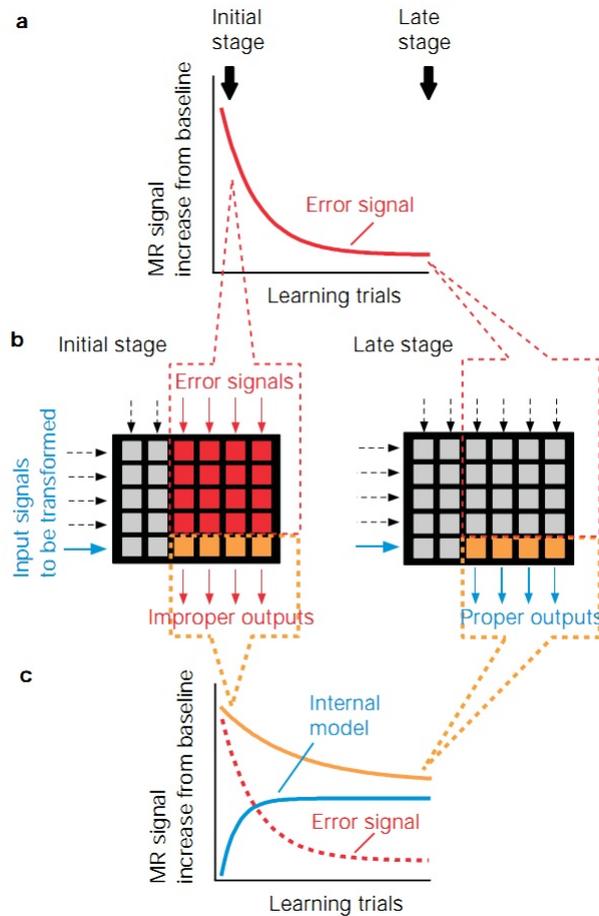


FIGURE 4.12: Activité mesurée par fMRI (image tirée de [Imamizu 2000])

Concernant les architectures faisant intervenir des modèles dynamiques internes, des travaux [Kobayashi 1998, Gomi 1998b] sur le contrôle du suivi oculaire (OFR : *Ocular Following Response*) ont permis d'établir le modèle de fonctionnement du cervelet et de quantifier les signaux qui en étaient émis, l'objectif étant d'établir la dynamique inverse des mouvements humains. La figure 4.14 présente l'architecture (A) et la représentation physiologique très simplifiée (B) du suivi oculaire.

Une hypothèse alternative postule que le cervelet est le centre d'un modèle direct sous la forme d'un **prédicteur de Smith** (cf. figure 4.15), dans lequel le module *forward output model* contiendrait également un modèle du retard lié aux signaux provenant des capteurs proprioceptifs. Cette hypothèse est également présentée dans [Wolpert 2000].

L'existence d'un seul modèle interne qui pourrait se généraliser, au cours des expériences de l'être humain, à tous les mouvements habituels que celui-ci effectue

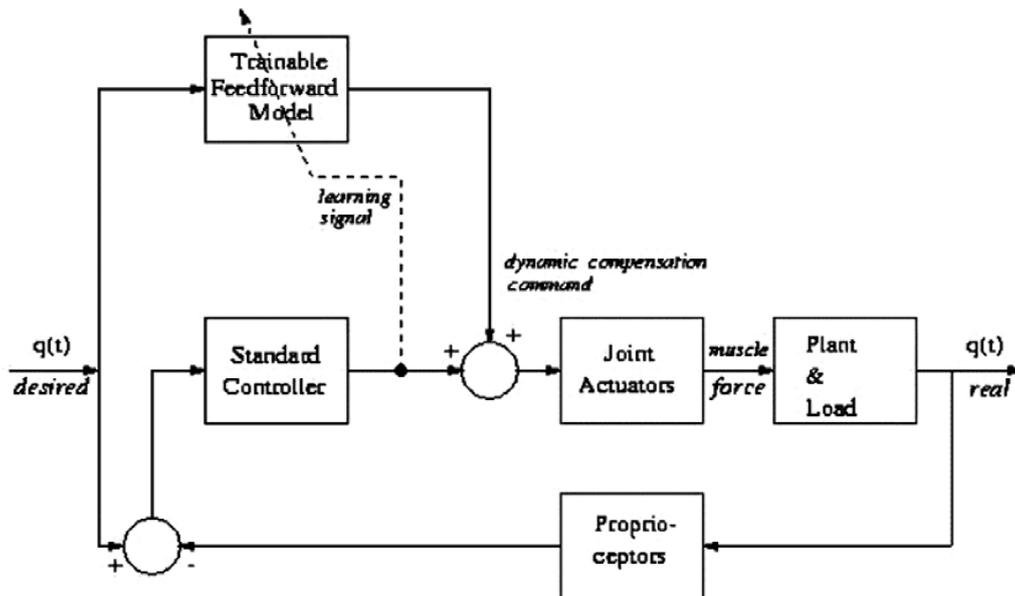


FIGURE 4.13: Architecture de commande dynamique compatible avec le λ -modèle (image tirée de [Morasso 2001])

(avec ou sans outils) ne paraît pas très plausible. La **structure physiologique parallèle et modulaire du cervelet** suggère plutôt une architecture multi-modules couplée dédiée à l'utilisation de différents outils ou différentes familles d'outils.

Un modèle très détaillé d'une telle architecture et de son fonctionnement, comprenant l'apprentissage, est décrit dans l'article de Wolpert *et al* [Wolpert 1998].

4.1.2.4 Apprentissage d'impédance et minimisation du coût métabolique

L'apprentissage d'une tâche ne conduit pas uniquement à la construction de modèles internes. En effet, des travaux menés par Burdet *et al* [Burdet 2001, Franklin 2008] ont mis en évidence une réaction de type **contrôle d'impédance** en réponse à un champ de forces instables ou perturbées par un bruit.

En réponse à un champ de forces instable [Burdet 2001] (cf. figure 4.16), le sujet augmente l'impédance ou la raideur de son bras dans la direction du champ déstabilisant. Il est également intéressant de noter que la plupart des sujets n'augmentent pas la raideur suivant la direction orthogonale au champ de forces (cf. figure 4.17), très probablement afin de réaliser la tâche le mieux possible en minimisant l'effort de co-contraction, c'est à dire en minimisant le **coût métabolique**.

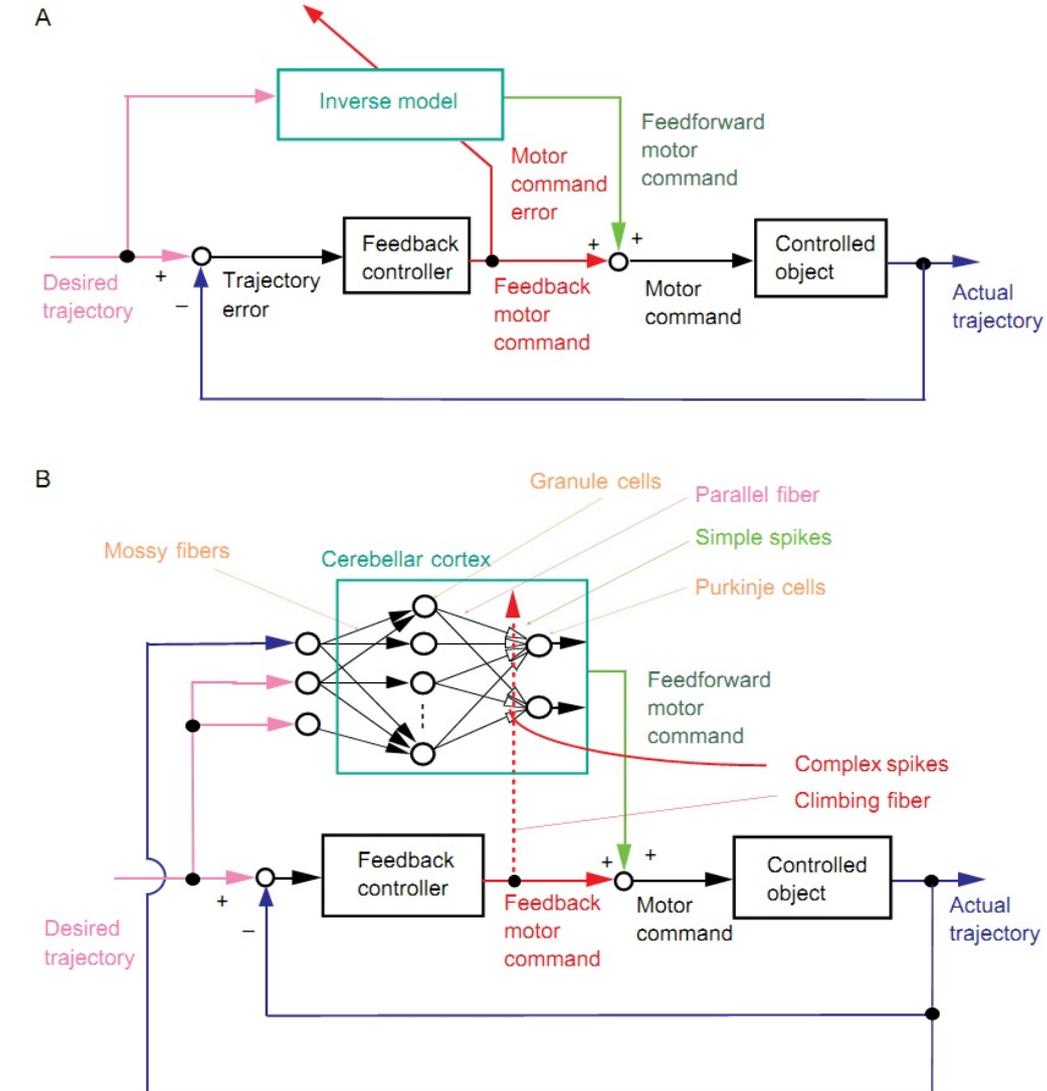


FIGURE 4.14: Architecture de commande et représentation physiologique du suivi oculaire (image tirée de [Wolpert 1998])

4.2 État de l'art sur les techniques de contrôle

4.2.1 Contrôle adaptatif et par apprentissage

Pour intégrer les capacités d'apprentissage humain à notre MN, il est nécessaire d'implémenter un contrôleur robotique d'apprentissage de type *learning control*.

Les contrôleurs adaptatifs et de type *learning control* identifiés dans la littérature peuvent être répartis en quatre groupes :

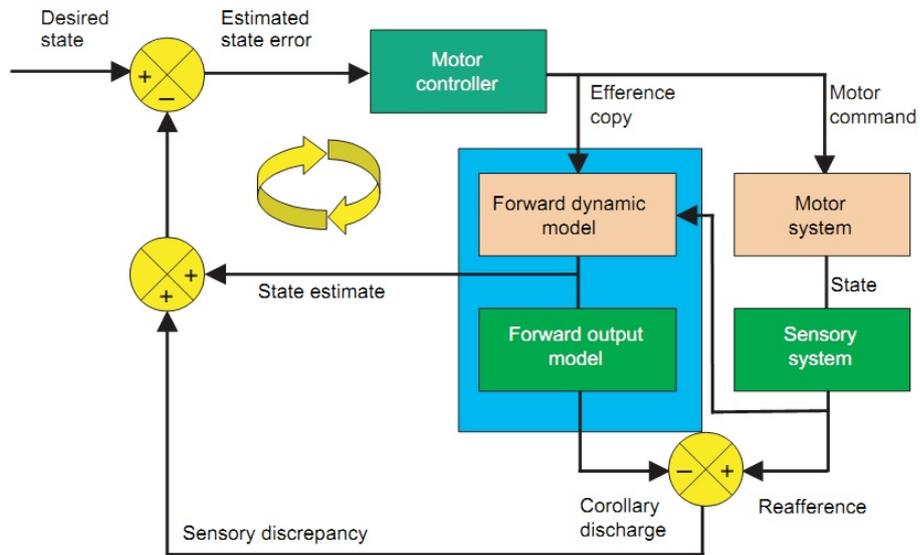


FIGURE 4.15: Architecture de contrôle avec prédicteur de Smith (image tirée de [Wolpert 1998])

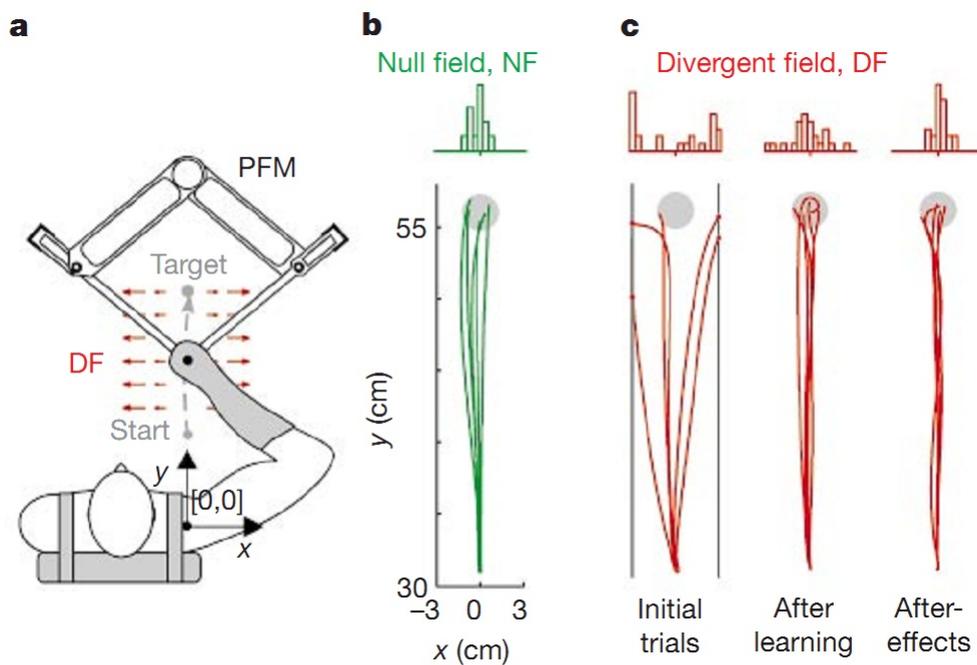


FIGURE 4.16: Contrôle d'impédance vis-à-vis d'un champ divergent (image tirée de [Burdet 2001])

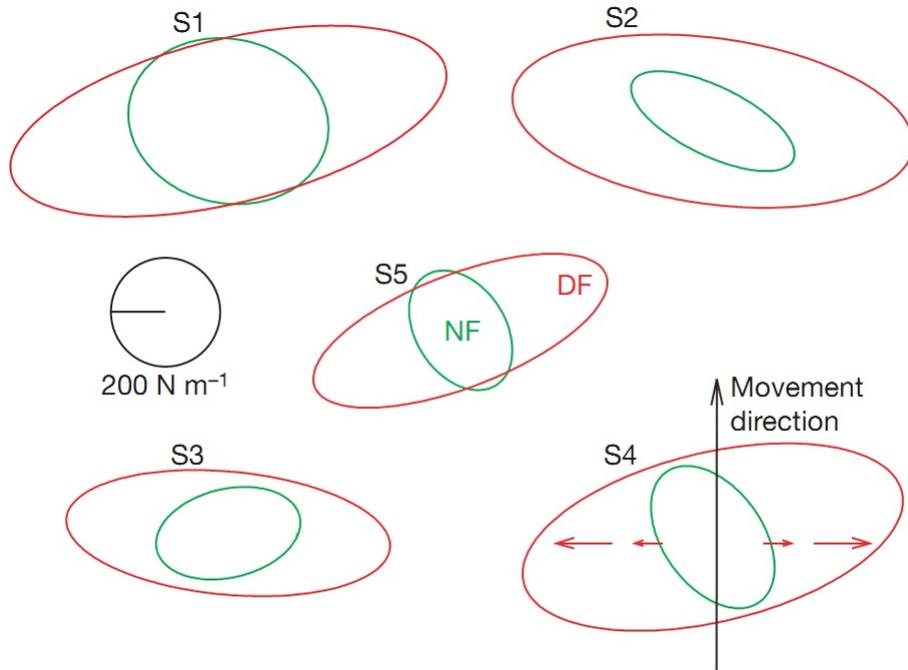


FIGURE 4.17: Modification des ellipsoïdes d'impédance du bras. En vert sans champ divergent, en rouge avec champ divergent (image tirée de [Burdet 2001])

1. Méthode adaptative classique

- *Séquencement de gain* [Andreiev 1977]. C'est une technique de commande des systèmes non linéaires qui, grâce à la détermination d'une famille de systèmes linéaires qui approchent de façon satisfaisante le système non linéaire en un nombre de points de fonctionnement donnés, propose des lois de commandes dans chacune des régions de l'espace d'état associées, pour réaliser finalement une loi de commande globale. Une ou plusieurs variables observables, appelées variables de séquencement, servent à déterminer la région de l'espace d'état dans laquelle se trouve le système pour faire basculer la commande sur la bonne région. Le séquencement de gain constitue une synthèse des lois de commande les plus intuitives.
- *Model Reference Adaptive Control - MRAC* [Ioannou 1983]. La commande adaptative par modèle de référence fait tendre asymptotiquement le processus vers un modèle de référence établi à partir des performances désirées pour le système en boucle fermée. Le mécanisme d'adaptation corrige les paramètres du régulateur en fonction de l'erreur entre la sortie

mesurée et celle du modèle. Ce type de commande est également nommé commande directe ou à identification implicite.

- *Self-tuning regulator - STR* ou *Contrôleur auto-régulant* [Astrom 1977]. Dans ce type de commande, la boucle d'adaptation comporte un bloc d'identification des paramètres inaccessibles du système fournissant des valeurs estimées par la loi de commande comme s'ils étaient les vrais paramètres. L'hypothèse de base consiste à supposer que le bloc d'identification est capable de fournir une bonne estimation de l'état du système à chaque instant précédant le calcul proprement dit de la loi de commande. L'avantage de la séparation entre identification et commande est de pouvoir estimer les paramètres tout en satisfaisant les objectifs de commande.

2. Apprentissage et adaptation périodique

- *Iterative Learning Control - ILC* ou *contrôle par apprentissage successif* [Bien 1998]. Cette méthode a pour objectif d'utiliser les connaissances du cycle précédent, noté k , pour améliorer le cycle courant, noté $k + 1$. Cela est réalisé en enregistrant l'erreur et la commande du ou des cycles précédents et en utilisant ensuite cette connaissance pour modifier la consigne du cycle courant de manière à réduire l'erreur de trajectoire. L'ILC est une méthode dite en feedforward.
- *Repetitive Control - RC* ou *contrôle répétitif* [Li 2004]. Cette technique ressemble à l'ILC dans le sens où toutes deux utilisent l'information du cycle précédent pour réduire l'erreur sur la trajectoire. La différence provient de la manière dont chacune traite les conditions initiales d'un système. Pour l'ILC, le système est remis à ses conditions initiales au début de chaque itération. Le RC considère que les conditions initiales du système correspondent aux conditions finales du cycle précédent.

3. Machine Learning

- *Apprentissage par renforcement* [Buchli 2010, Buchli 2011]. L'idée de cette méthode est d'apprendre, à partir d'expériences, ce qu'il convient de faire en différentes situations, de façon à optimiser une récompense numérique au cours du temps. Un paradigme classique pour présenter les problèmes d'apprentissage par renforcement consiste à considérer un agent autonome, plongé au sein d'un environnement, et qui doit prendre des décisions en fonction de son état courant. En retour, l'environnement procure à l'agent une récompense, qui peut être positive ou négative.

L'agent cherche, au travers d'expériences itérées, un comportement décisionnel (appelé stratégie ou politique, et qui est une fonction associant à l'état courant l'action à exécuter) optimal, en ce sens qu'il maximise la somme des récompenses au cours du temps.

4. Outil d'apprentissage non-symbolique

- *Réseau de neurones artificiels* [Hovland 1996]. Un réseau de neurones artificiels est un modèle dont la conception est très schématiquement inspirée du fonctionnement des neurones biologiques. Les réseaux de neurones sont généralement optimisés par des méthodes d'apprentissage de type probabiliste, en particulier bayésien. Ils sont placés d'une part dans la famille des applications statistiques, qu'ils enrichissent avec un ensemble de paradigmes permettant de créer des classifications rapides, et d'autre part dans la famille des méthodes de l'intelligence artificielle auxquelles ils fournissent un mécanisme perceptif indépendant des idées propres de l'implémenteur. En modélisation des circuits biologiques, ils permettent de tester quelques hypothèses fonctionnelles issues de la neurophysiologie, ou encore les conséquences de ces hypothèses pour les comparer au réel.
- *Logique floue* [Commuri 1996]. La logique floue est à l'image de la logique binaire et fonctionne à partir d'une représentation de connaissance basée sur la théorie des ensembles. Elle permet de manipuler des symboles et d'inférer des actions en utilisant des règles logiques à partir de prémisses imprécises ou incertaines. La commande floue a pour but de traiter des problèmes de commande classique de processus à partir uniquement de connaissances de comportement que les spécialistes du procédé doivent formuler sous forme linguistique (floue). Des techniques de contrôle adaptatives comme L.E.S.F.A. (*Linéarisation Entrée-Sortie Floue Adaptative*) utilisent cette logique.
- *Algorithmes génétiques* [Si 1999]. L'algorithme génétique est une méthode de recherche globale stochastique qui imite le processus de l'évolution naturelle. L'algorithme génétique commence sans connaissance *a priori* de la solution correcte, et dépend tout à fait des réponses de son environnement et des opérateurs de l'évolution (c'est à dire la reproduction, le croisement et la mutation) pour arriver à la meilleure solution. En commençant par plusieurs points aléatoires indépendants et une recherche de la solution en parallèle, l'algorithme évite des minimums locaux et converge pour obtenir une des solutions optimales si elles existent.

4.2.2 Contrôle du MN dans des environnements basés sur la physique

Le but de notre mannequin étant de simuler des mouvements, couples et efforts réalistes, ces derniers doivent suivre les lois de la physique et les contraintes géométriques et dynamiques qui régissent le monde réel. Les contraintes liées au corps du MN, telles que les butées articulaires, doivent également être respectées.

Étant donné que les humanoïdes virtuels sont des **systèmes sous-actionnés**, ils doivent gérer les forces de contact pour réaliser les mouvements désirés (cf. section 4.2.2.2) et maintenir l'équilibre simultanément (cf. section 4.2.2.1).

4.2.2.1 Assurer l'équilibre

Définir la position d'équilibre du MN dans n'importe quelle configuration est un problème complexe, c'est pourquoi le **critère de gestion de l'équilibre** est basé sur des modèles simplifiés. Pour assurer l'équilibre, l'objectif est de déterminer les actions motrices permettant au MN d'atteindre la position d'équilibre calculée.

Les critères les plus simples permettant de définir l'équilibre d'un MN lorsque ses deux jambes s'appuient sur un sol plat (multi-contacts coplanaires) sont basées sur l'appartenance d'un point d'intérêt particulier à une zone définie de l'espace opérationnel. Un MN peut rester en équilibre statique si et seulement si la projection verticale de son CdM est à l'intérieur du **polygone de sustentation convexe** formé par les points de contacts [McGhee 1968]. D'autre part, Vukobratovic introduit le **Zero Moment Point (ZMP)** [Vukobratovic 1974] pour la marche bipède. Dans [Vukobratovic 1974], le point d'intérêt choisi est l'unique point du plan où le moment du torseur des effets inertiels et de gravité exercés sur le système est normal au plan.

Ces approches sont difficilement généralisable au cas multi-contacts non coplanaires.

Dans [Bretl 2008], l'algorithme présenté calcule l'ensemble des positions du CdM qui assurent l'équilibre statique d'un robot à pattes avec plusieurs contacts non coplanaires. Le robot change ses appuis par des mouvements quasi-statiques.

Dans [Harada 2006, Harada 2007], K. Harada *et al* travaillent sur l'équilibre dynamique d'un robot humanoïde pendant une tâche de manipulation. Leur robot humanoïde pousse un objet mais leur formulation est difficilement généralisable.

4.2.2.2 Réalisation de tâches

Puisque le MN est un système complexe doté de nombreux degrés de liberté, il existe un grand nombre de postures possibles pour la réalisation d'une même tâche.

Or, comme nous l'avons expliqué dans la section 3.1, une tâche peut être décomposée en plusieurs **objectifs** et **contraintes** potentiellement conflictuels. Il n'est donc pas toujours possible de résoudre toutes les contraintes de manière simultanée.

Différentes techniques de contrôle du corps entier basées sur la gestion de plusieurs objectifs et contraintes ont été proposées dans la littérature. Ces techniques permettent la gestion des tâches complexes comme la locomotion et la manipulation d'objets, soumises à des contraintes multiples dues aux forces de perturbations externes, de contacts et de configurations géométriques. De nombreux travaux de recherche ont été consacrés à la mise au point de ces **contrôleurs multi-objectifs**. Certains d'entre eux utilisent des techniques permettant d'optimiser plusieurs objectifs soumis à des contraintes multiples pour déterminer des postures [Abe 2007, Colette 2008, Ye 2010, Bouyarmane 2010, Liu 2011]. D'autres approches pour ces contrôleurs consistent à traiter des tâches avec différents niveaux de priorité, par exemple pour la résolution d'une série de programmes quadratiques [Kanoun 2009, Escande 2010, Kanoun 2011] ou l'utilisation de projecteurs [Siciliano 1991, Sentis 2004, Khatib 2008, Raunhardt 2011].

4.3 Synthèse du contrôleur

Pour donner à un MN un comportement réaliste tant du point de vue du mouvement global (postures, trajectoires) que du point de vue des données quantifiées qui le définissent (positions, vitesses, accélérations, efforts, etc.), nous avons développé un contrôleur basé sur les caractéristiques humaines identifiées précédemment.

La nouveauté de ce contrôleur (cf. figure 4.18) est qu'il combine les éléments suivants :

- un **contrôleur multi-objectifs** permettant de gérer plusieurs objectifs simultanément (équilibre, contacts non glissants, manipulation des objets) en *temps réel* ;
- l'association des comportements **feedforward** et **feedback** basés sur un modèle interne, afin de reproduire les caractéristiques du contrôle moteur humain identifiées dans la section 4.1 et de pouvoir prendre en compte des perturbations ;
- un modèle de **l'apprentissage humain** de nouvelles dynamiques à travers la minimisation des instabilités, de l'erreur de trajectoires et de la force afin d'adapter la force et l'impédance exercées pour compenser les perturbations de l'environnement.

Un tel contrôle est donc *a priori* adapté à la simulation de manipulations in-

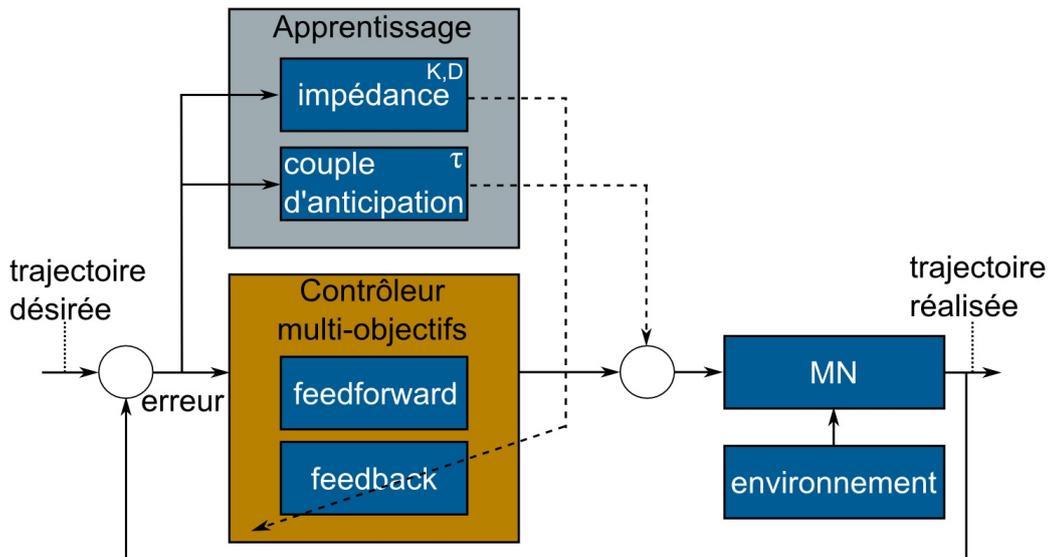


FIGURE 4.18: Commande adaptative et d'apprentissage humain

stables telles que les tâches avec outils. Une autre propriété intéressante de notre contrôleur est qu'il est mis en œuvre dans l'espace cartésien, avec apprentissage de la raideur, de l'amortissement et du couple d'anticipation *articulaires* dans un cadre de contrôle multi-objectifs.

4.3.1 Caractéristiques humaines

Dans le contrôleur que nous avons développé, nous avons choisi de prendre en compte les **comportements** suivants du contrôle moteur humain :

1. **Comportement comme un système raideur/amortisseur** : ce comportement est mis en œuvre dans la partie *rétroaction* (*feedback*) de notre contrôleur (cf. section 4.1.2.1) ;
2. **Capacités d'anticipation et modèle dynamique interne** : quand un système multi-corps entre en contact avec un objet, il est important d'adapter les caractéristiques du membre en contact afin d'éviter toute instabilité à ce niveau [Hogan 1990]. Pour cela, il est nécessaire, du point de vue théorique, d'avoir une commande en anticipation.

Comme rappelé précédemment (cf. section 4.1.2.2), des études ont par ailleurs montré que le système nerveux utilise des représentations internes pour anticiper les conséquences des forces d'interaction dynamiques.

En règle générale, un modèle de *commande d'anticipation* (*feedforward*) est

basé sur le calcul anticipé des forces nécessaires pour mener à bien le plan de déplacement souhaité, en l'absence d'information sensorielle. Le SNC a donc besoin d'une modèle interne de l'homme et de l'environnement (cf. section 4.1.2.3).

Cette technique de contrôle a un inconvénient évident : la sensibilité aux perturbations inattendues. En effet, la commande *feedforward* n'est pas en mesure de compenser les perturbations. Par contre, si ces perturbations peuvent être mesurées, une correction peut être effectuée grâce à la partie *rétroaction* de notre contrôleur.

3. **Apprentissage et minimisation de l'erreur de trajectoire** : Shadmehr et Mussa-Ivaldi [Shadmehr 1997] ont démontré que, par itération, le SNC réduit les erreurs de mouvement grâce à la compensation des forces environnementales et à l'adaptation de la commande d'anticipation. Un exemple illustratif est [Kawato 1992], fondé sur la coopération entre deux mécanismes de contrôle : une boucle de rétroaction, qui opère dans une phase de formation initiale, et un modèle d'anticipation qui se dégage progressivement par la suite. Dans ce modèle, une erreur de rétroaction est utilisée comme signal d'apprentissage pour le modèle d'anticipation, qui compense progressivement les perturbations dynamiques, et apprend ainsi un modèle de la dynamique interne du corps. Ce modèle de contrôle d'apprentissage ne converge pas dans des situations instables [Morasso 2002], tandis que le contrôleur que nous avons développé est plus adapté à des interactions instables car il modifie dans le même temps l'impédance et le couple d'anticipation, tout en minimisant la force d'interaction avec l'environnement (cf. section 5.1 et [Yang 2011]) ;
4. **Minimisation du coût métabolique** : le SNC optimise l'impédance du bras pour atteindre une marge de stabilité désirée tout en minimisant le coût métabolique (cf. section 4.1.2.4 et [Burdet 2001]).
5. **Raideur variable au cours du temps** : pour faire varier la commande mécanique d'un membre du corps au cours du temps, le cervelet joue un rôle important dans le processus de l'apprentissage moteur humain. Il permet de former et de mémoriser les modèles d'activation musculaire associés. Selon Smith [Smith 1996], la raideur varie au cours du temps pendant le mouvement.

4.3.2 Techniques de contrôle

Pour assurer l'équilibre du MN, les simplifications suivantes sont effectuées :

1. on se limite à déterminer un *équilibre statique* ;
2. seule la *stabilité du CdM* du MN est étudiée.

L'objectif est la détermination de la position du CdM équilibrée en statique en fonction d'une configuration de contact et de prise connue. L'introduction des marges de stabilité permet de déterminer une position de CdM stable et robuste. Cette méthode est inspirée au travaux de [Bretl 2008, Colette 2008].

La commande, pour conserver l'équilibre, se décompose donc en deux grandes étapes successives :

1. calcul de la *consigne du CdM robuste* par rapport à l'état des contacts ;
2. calcul de *couples d'actionnement* pour atteindre ce CdM de consigne.

Le MN est assimilé à un solide non articulé (CdM) soumis à la pesanteur et aux efforts de contact. La configuration interne du MN n'est pas prise en compte. À partir d'une répartition des efforts de contact désirée, l'objectif est de déterminer la position du CdM équilibré statiquement dans le cas de plusieurs contacts coplanaires ou non coplanaires. Ainsi, un **solide** est considéré **en équilibre** si :

- l'équation de la statique est respectée ;
- le CdM calculé est dans la zone désirée : la zone plausible de localisation du CdM est restreinte ;
- ses contacts sont non glissants ;
- ses efforts de préhension sont bornés.

Dans le cas simple, lorsque le MN est debout sur un sol plat, il applique le même effort sur chaque pied. La répartition des force de contact est alors homogène entre les différents contacts du pied gauche et du pied droit. Ces efforts de contact désirés font partie du critère d'optimisation.

Une **gestion des priorités par pondération** entre les objectifs est également proposée.

Pour compenser la partie répétitive de l'erreur et simuler la tâche de pose d'inserts par le MN suivant un comportement humain [Franklin 2008, Burdet 2001], nous avons utilisé une **commande d'adaptation périodique**. Le MN effectue alors la même tâche pour de nombreuses itérations, ce qui réduit l'erreur périodique à chaque essai.

4.4 Contrôleur dynamique multi-objectifs basé sur des comportements humains

4.4.1 Modélisation cinématique du MN

Dans le cadre de cette thèse, le MN est modélisé par un ensemble de **corps rigides articulés** (cf. figure 4.19) organisés selon une arborescence redondante.

Chaque articulation est modélisée par un certain nombre de **liaisons pivot** définies d'après le segment humain correspondant. Notre MN comprend 39 degrés de liberté (ddl) articulaires et 6 ddl pour le corps racine. Plus précisément, chaque jambe comporte 8 ddl et chaque bras en comporte 7 (cf. tableau 4.1). La racine du robot est libre : aucune partie n'est encastrée.

Articulation	ddl
Cou	3
Thorax	3
Région lombaire	3
Hanche (x2)	3 (x2)
Genou (x2)	2 (x2)
Cheville (x2)	2 (x2)
Doigt de pied (x2)	1 (x2)
Épaule (x2)	3 (x2)
Coude (x2)	2 (x2)
Poignet (x2)	2 (x2)

TABLE 4.1: Degrés de liberté pour les articulations du mannequin numérique

La racine n'est pas contrôlée. Dans une première étape, l'actionnement des autres segments est articulaire et pas musculaire.

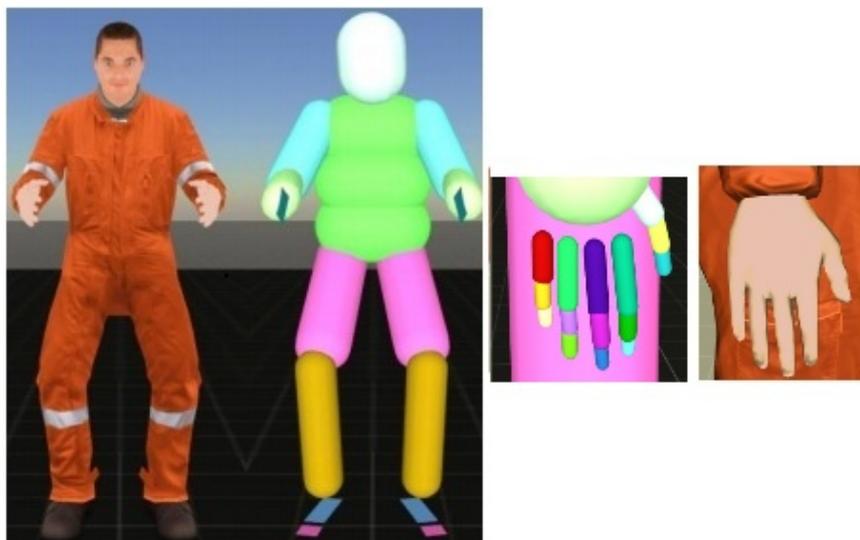


FIGURE 4.19: MN avec skinning et géométrie de collision (à gauche). Modèle de la main droite avec dépouillement et géométrie de collision (à droite)

Le dimensionnement du MN est paramétrable en fonction de sa taille et de sa masse.

Plusieurs articles ont servi de références pour la construction de ce modèle de MN :

1. masses des segments corporels [Miller 1975] ;
2. géométries et calculs des inerties des segments corporels [Hanavan 1964] ;
3. dimensions des segments corporels (rayons [Miller 1975], longueurs [Dempster 1967]) ;
4. limites articulaires [Chevallier 1998].

Le **modèle de la main**, illustré dans la figure 4.19, comporte 20 ddl. Pour contrôler les positions articulaires θ , nous utilisons un simple contrôleur proportionnel-dérivé. Les positions articulaires souhaitées θ^d sont un ensemble de positions correspondant à différentes configurations de saisie pré-réglées. Dans cette thèse, les doigts n'interviennent pas dans la saisie d'un objet. Le type de prise et l'orientation de la pièce (insert) ou de l'outil dans la main sont spécifiées manuellement, ce qui est acceptable du point de vue des concepteurs.

4.4.2 Modèle dynamique

Le **modèle dynamique** du MN est décrit comme un système de second degré de la façon suivante [Colette 2009, Salini 2012] :

$$\boxed{M\dot{T} + NT + G = L\tau + \sum_j J_{c_j}^T W_{c_j} + \sum_k J_{end_k}^T W_{end_k}^i} \quad (4.10)$$

M est la **matrice d'inertie** en coordonnées généralisées.

T est le **vecteur vitesse** en coordonnées généralisées du robot :

$$T = \begin{bmatrix} V_{racine} \\ \dot{q}_1 \\ \vdots \\ \dot{q}_{n_{ddl}} \end{bmatrix} \quad (4.11)$$

avec : $V_{racine} = \begin{bmatrix} \omega_{racine} \\ v_{racine} \end{bmatrix}$ le **torseur cinématique absolu du corps racine** de l'arborescence, exprimé dans le repère de base de ce corps, et \dot{q} la vitesse articulaire du corps par rapport au corps précédent.

\dot{T} est le **vecteur accélération** en coordonnées généralisées du robot.

$$\dot{T} = \begin{bmatrix} \dot{V}_{racine} \\ \ddot{q}_1 \\ \vdots \\ \ddot{q}_{n_{ddl}} \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

N est la **matrice** associée aux **effets de Coriolis** et **centrifuges**.

G est la **force de gravité** exprimée en coordonnées généralisées.

L est la matrice permettant d'exprimer τ en coordonnées généralisées.

$$L = \begin{bmatrix} 0_{(6, n_{ddl})} \\ I_{n_{ddl}} \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

τ est le **vecteur des couples articulaires** :

$$\tau = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \vdots \\ \tau_{n_{ddl}} \end{bmatrix} \quad (4.14)$$

J est la **matrice Jacobienne**.

W est le **torseur des efforts**, exprimé dans le repère lié au corps où est appliqué l'effort, avec Γ le **moment** et F la **force**.

$$W = \begin{bmatrix} \Gamma \\ F \end{bmatrix} \quad (4.15)$$

4.4.3 Régulateur adaptatif basé sur les comportements humains

Le contrôleur développé (cf. figure 4.18) est basé sur l'analyse de contrôle du mouvement humain exposé précédemment. Il est inspiré des travaux de Yang *et al* [Yang 2011] et Ganesh *et al* [Ganesh 2010].

Le contrôleur proposé peut traiter des conditions stables et instables. L'amortissement, la raideur et le couple permettent de compenser les perturbations extérieures. Ce comportement est similaire à l'adaptation humaine d'après [Tee 2010].

4.4.3.1 Contrôleur cartésien avec apprentissage de la raideur, de l'amortissement et du couple articulaire

Une propriété intéressante de ce contrôleur est de pouvoir apprendre, à partir d'une grandeur décrite dans l'espace cartésien, l'impédance articulaire optimale (raideur et amortissement) du MN. Cela correspond d'ailleurs à une caractéristique humaine démontrée par [McIntyre 1996] : le système nerveux central augmente la raideur des articulations du bras lors de l'application de forces extérieures sur la main.

L'impédance désirée dans l'espace cartésien est :

$$\begin{aligned} K_{end} &= J_{end,\rho}^{\dagger T} \left(K_{\rho} - \frac{\partial J_{end,\rho}^T}{\partial \rho} W_{end}^i \right) J_{end,\rho}^{\dagger} \\ B_{end} &= J_{end,\rho}^{\dagger T} B_{\rho} J_{end,\rho}^{\dagger} \end{aligned} \quad (4.16)$$

avec $\rho = Sq$. S est la matrice permettant de sélectionner une partie des degrés de liberté actionnés ($S = [I \ 0]$). Cette matrice permet par ailleurs d'obtenir un modèle dynamique indépendant des forces de contact de non-glissement à des endroits fixes connus (points de contact entre les pieds et le sol (cf. annexe C.1)). J^{\dagger} est la matrice pseudo-inverse dynamique [Khatib 2004] avec J de plein rang, $J^{\dagger} = M^{-1} J^T (J M^{-1} J^T)^{-1}$.

4.4.3.2 Fonction du coût global

Comme expliqué dans la section 4.3.1, le SNC minimise à la fois l'erreur de trajectoire engendrée par le mouvement (cf. équation 4.18) et le coût métabolique [Burdet 2001]. En effet, pour apprendre l'impédance et le couple d'anticipation, un être humain ne fait pas un effort supplémentaire (cf. équation 4.19). Donc, la **fonction de coût** globale choisie pour les calculs d'optimisation est :

$$C(t) = M_E(t) + M_C(t) \quad (4.17)$$

avec :

$$M_E(t) = \frac{1}{2} \varepsilon^T(t) [J_{end,\rho}^{\dagger T} M J_{end,\rho}^{\dagger}] \varepsilon(t) \quad (4.18)$$

et :

$$M_C(t) = \frac{1}{2} \int_{t-D}^t \tilde{\Phi}^T(\sigma) Q^{-1} \tilde{\Phi}(\sigma) d\sigma \quad (4.19)$$

M_{ρ} est la matrice d'inertie (cf. annexe C.1) et $Q = \text{diag}(I \otimes Q_K, I \otimes Q_B, Q_{\tau})$. ε est l'erreur de suivi couramment utilisée en robotique [Slotine 1991] définie comme :

$$\varepsilon = \delta(V^d, V^r) + b\delta(H^d, H^r) \in \text{se}(3) \quad (4.20)$$

b est une constante déterminée empiriquement et en fonction de la convergence du contrôleur (cf. annexe C.2). $H^r \in \text{SE}(3)$, $H^d \in \text{SE}(3)$, $V^r \in \text{se}(3)$ et $V^d \in \text{se}(3)$ où $\text{SE}(3)$ est le groupe euclidien spécial et $\text{se}(3)$ est l'algèbre de Lie de $\text{SE}(3)$, $\delta(H^d, H^r)$ désigne l'erreur de déplacement (position et orientation) entre l'état souhaité et l'état courant; $\delta(V^d, V^r)$ désigne l'erreur de vitesse (vitesse linéaire et angulaire) entre l'état désiré et l'état courant.

$\Phi(t)$ est la fonction de coût qui adapte la raideur, la couple d'amortissement et le couple d'anticipation. Elle est définie comme :

$$\begin{aligned}\tilde{\Phi}(t) &= \Phi(t) - \Phi^d(t) \\ &= [\text{vec}(K_\rho^l(t))^T, \text{vec}(B_\rho^l(t))^T, (\tau_\rho^l(t))^T]^T \\ &\quad - [\text{vec}(K_\rho^{\min}(t))^T, \text{vec}(B_\rho^{\min}(t))^T, (\tau_\rho^{\min}(t))^T]^T \\ &= [\text{vec}(\tilde{K}(t))^T, \text{vec}(\tilde{B}(t))^T, \tilde{\tau}(t)^T]^T\end{aligned}\tag{4.21}$$

K_ρ^{\min} , B_ρ^{\min} et τ_ρ^{\min} sont des raideurs, des amortissements et des couples d'anticipation articulaires nécessaires pour maintenir la stabilité de la posture et réduire l'écart systématique engendré par l'interaction avec l'environnement (cf. annexe C.2).

Dans l'équation 4.21, $\Phi(t)$ tend vers sa valeur minimale $\Phi^d(t)$ minimisant le coût métabolique [Burdet 2001].

Pour mesurer la **stabilité**, nous utilisons la fonction de coût M_E représentative de l'erreur du mouvement dans l'équation 4.18. Si $\delta > 0$ et

$$\int_t^{t_1} \dot{M}_E(\sigma) d\sigma < \delta,\tag{4.22}$$

l'interaction humaine avec un environnement est stable sur $[t, t_1]$ [Jagannathan 2006].

4.4.3.3 Couple d'actionnement du MN

Après avoir présenté quelques caractéristiques du contrôle du moteur humain dans la section 4.3.1, cette section présente un contrôleur de MN composé d'une partie anticipation et d'une partie rétroaction, et qui en optimise les paramètres à chaque itération. Celui-ci est exprimé mathématiquement selon l'équation suivante :

$$\boxed{\tau_\rho = S\tau^{ff} + S\tau^{fb} - \tau_\rho^l}\tag{4.23}$$

où τ^{ff} est le couple nécessaire pour compenser la dynamique du MN (partie *feedforward* du contrôleur) et τ_ρ^l est le couple d'anticipation appris qui dépend de

l'erreur de trajectoire. τ^{fb} est le couple pour la compensation des erreurs de trajectoire (partie *rétroaction* du contrôleur). Celui-ci est exprimé mathématiquement selon l'équation suivante (cf. section 4.4.4.2) :

$$\tau^{fb} = -L^T (J_{CdM}^T F_{CdM} + J_{end}^T W_{end}^d + J_c^T \Delta f_c) \quad (4.24)$$

Δf_c sont les forces de contact pour obtenir des contacts non-glissants, F_{CdM} est la force du CdM pour la gestion de l'équilibre, W_{end}^d est le torseur désiré qui adapte la raideur et l'amortissement (cf. équation 4.25). Nous utilisons l'équation 4.16 pour projeter la raideur et l'amortissement de l'espace ρ vers l'espace cartésien.

Le torseur de tâche désiré W_{end}^d est calculé en utilisant une loi de commande par rétroaction proportionnelle-dérivée (PD) adaptative :

$$\begin{aligned} W_{end}^d &= K_{end}^l \delta(H^d, H^r) + B_{end}^l \delta(V^d, V^r) + B_{end}^{ini} \varepsilon \\ &= (K_{end}^l + b B_{end}^{ini}) \delta(H^d, H^r) + (B_{end}^l + B_{end}^{ini}) \delta(V^d, V^r) \end{aligned} \quad (4.25)$$

où K_{end} et B_{end} représentent la raideur et l'amortissement dans l'espace cartésien.

Comme expliqué dans la section 4.4.3.1, notre contrôleur permet d'apprendre les paramètres dans l'espace articulaire en utilisant les équations 4.27 et 4.28. Pour projeter la raideur et l'amortissement de l'espace articulaire vers l'espace cartésien, nous appliquons les équations 4.16. Il est important de se rappeler que l'espace articulaire et l'espace ρ sont liés par la relation $\rho = Sq$.

B_{end}^{ini} est choisi en utilisant la relation suivante :

$$B_{end}^{ini} = J_{end,\rho}^{\dagger T} B_{\rho}^{ini} J_{end,\rho}^{\dagger} \quad (4.26)$$

B_{ρ}^{ini} est une matrice symétrique définie positive avec une valeur propre minimale $\lambda_{min}(B_{\rho}^{ini}) \geq \lambda_B > 0$. Cette matrice de rétroaction minimale correspond aux propriétés mécaniques des muscles passifs du bras humain en posture détendue [Perreault 2004].

4.4.3.4 Lois d'apprentissage

En se basant sur [Yang 2011, Ganesh 2010], on peut considérer que la raideur $K_{\rho}^l(t)$ et l'amortissement $B_{\rho}^l(t)$ sont adaptés comme suit :

$$K_{\rho}^l(t, k+1) = K_{\rho}^l(t, k) + Q_K \{ J_{end,\rho}^{\dagger} [\varepsilon(t, k) \delta(H^d, H^r)^T] J_{end,\rho}^{\dagger T} - \gamma(t) K_{\rho}^l(t, k) \} \quad (4.27)$$

$$B_{\rho}^l(t, k+1) = B_{\rho}^l(t, k) + Q_B \{ J_{end,\rho}^{\dagger} [\varepsilon(t, k) \delta(V^d, V^r)^T] J_{end,\rho}^{\dagger T} - \gamma(t) B_{\rho}^l(t, k) \} \quad (4.28)$$

avec $K_\rho^l(t, k = 0) = 0_{[n_\rho, n_\rho]}$ et $B_\rho^l(t, k = 0) = 0_{[n_\rho, n_\rho]}$, $t \in [0, D]$, avec Q_K et Q_B des matrices symétriques de constantes de gain. Elles sont définies positives.

Le *facteur d'oubli* de l'apprentissage γ est défini par :

$$\gamma(t) = \frac{p}{1 + u \|\varepsilon(t)\|^2} \quad (4.29)$$

avec p et u constantes choisies empiriquement.

Pour obtenir la convergence du contrôleur (cf. annexe C.2), $\gamma(t) > 0$. La vitesse de l'apprentissage peut être ajustée par le choix de p et u . Plus $\gamma(t)$ est grand, plus l'apprentissage des paramètres humains (couple et impédance) sera lent.

Dans [Ganesh 2010], le paramètre γ est constant. Notre démarche et celle de [Yang 2011] consistent plutôt à faire évoluer le paramètre γ (cf. équation 4.29) en fonction du temps. Ce choix présente les avantages suivants : quand $\varepsilon(t)$ est grand, $\gamma(t)$ est petit, et vice versa. Ceci se traduit par une augmentation rapide du couple et de l'impédance pendant un mauvais suivi et une diminution rapide pendant un suivi précis.

Le couple d'anticipation appris est adapté en définissant :

$$\tau_\rho^l(t, k + 1) = \tau_\rho^l(t, k) + Q_\tau [J_{end, \rho}^\dagger \varepsilon(t, k) - \gamma(t, k) \tau_\rho^l(t, k)] \quad (4.30)$$

avec $\tau_\rho^l(t, k = 0) = 0_{[n_\rho, 1]}$, $t \in [0, D]$ et Q_τ une matrice symétrique constante définie positive.

Les matrices de pondération d'apprentissage Q_K , Q_B et Q_τ sont empiriquement choisies. En particulier, nous choisissons $Q_K > Q_\tau$ parce que la raideur humaine augmente plus vite que le couple d'anticipation [Burdet 2001] ; de même, on choisit $Q_B = Q_K/b$ car on suppose que la raideur et l'amortissement sont proportionnels.

4.4.4 Contrôleur feedforward et feedback

Avec ce contrôleur, nous obtenons τ^{ff} et τ^{fb} définis dans l'équation 4.23. Le contrôleur est construit pour calculer les couples qui permettent d'atteindre les différents objectifs tout en respectant les contraintes multiples.

Ce contrôleur est basé sur un système de contrôle combiné : une partie *feedforward* qui repose sur un contrôleur en accélération [Abe 2007, Colette 2008] et une partie *rétroaction* qui est basée sur un contrôleur en force, utilisant la technique de contrôle du Jacobien-transposé [Pratt 1996, Liu 2011, De Magistris 2011] (cf. figure 4.20).

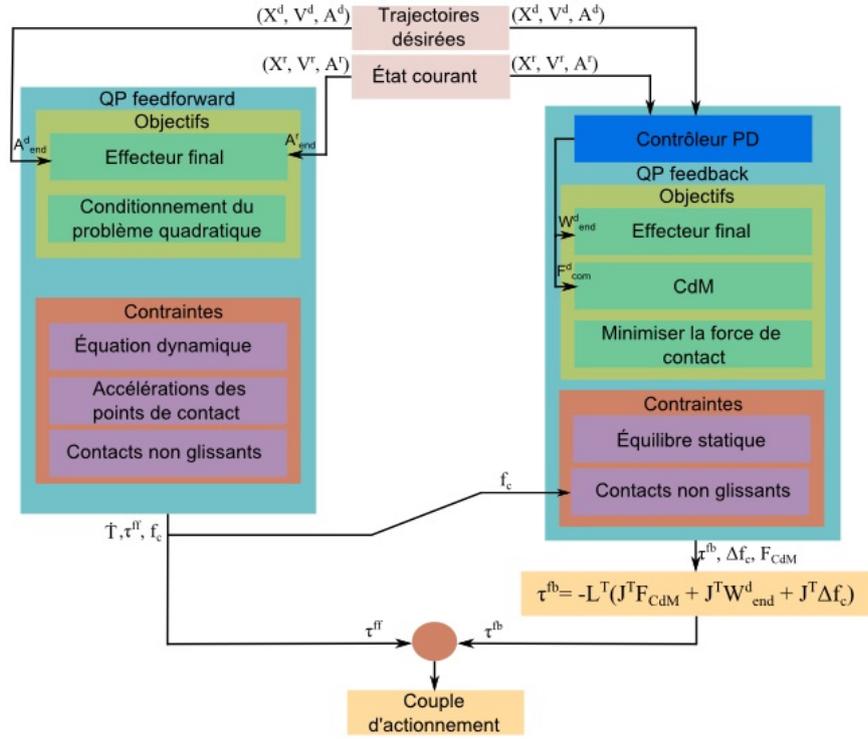


FIGURE 4.20: Schéma de principe du dispositif de contrôle cartésien

4.4.4.1 Feedforward

Pendant la phase de calcul en *feedforward*, les **objectifs** sont :

1. *Objectifs basés sur le contrôle de l'accélération en boucle ouverte.* Cette action anticipatrice calcule l'accélération \dot{T} du MN afin de minimiser la différence entre l'accélération courante A et l'accélération désirée A^d définie par le planificateur de trajectoire minimum-jerk. Cette partie permet de suivre les trajectoires nominales/désirées du MN.

A est exprimée en fonction des inconnues du système \dot{T} par l'équation suivante :

$$\begin{cases} V = JT \\ A = J\dot{T} + \dot{J}T \end{cases} \quad (4.31)$$

avec J la matrice jacobienne exprimée dans le repère du corps auquel elle se rapporte.

Pendant la phase d'anticipation, les **contraintes** sont :

1. *Équation dynamique.* Comme nous l'avons expliqué dans la section 4.3.1, le SNC est capable d'anticiper la dynamique du corps. Nous avons donc imposé

la dynamique du MN dans l'équation 4.10 sous forme d'une contrainte dans la partie feedforward de notre contrôleur.

2. *Accélérations des points de contact.* Pour aider à maintenir les contacts, l'accélération de contact doit être nulle.

$$A_c = J_c \dot{T} + \dot{J}_c T = 0 \tag{4.32}$$

3. *Contacts non-glissants.* Les contacts non-glissants sont exprimés sous forme de contraintes d'inégalités. Les contraintes de contact sont imposées aux points de contact entre les pieds et le sol. La force de contact f_c doit rester à l'intérieur du cône de frottement. Le modèle de frottement de Coulomb linéarisé [Abe 2007] est appliqué. Dans ce modèle, le cône de frottement de chaque contact est approché par un cône polyédrique convexe à quatre faces (cf. figure 4.21). Les contraintes de contact sont :

$$E_{c_i} f_{c_i} + d_{c_i} < 0 \tag{4.33}$$

où E_{c_i} est le cône de friction approché et d_{c_i} est un vecteur de marge défini par l'utilisateur de sorte que la projection de f_{c_i} sur le vecteur normal de chaque facette du cône de frottement soit maintenue supérieure à d_{c_i} .

Dans notre contrôleur, il y a quatre points de contact pour chaque pied.

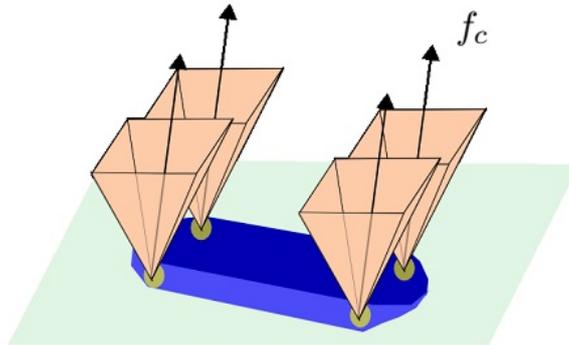


FIGURE 4.21: Le cône de frottement

Remarque : pour le conditionnement du problème quadratique, on ajoute une solution particulière à la solution générale définie par la condition égale à zéro pour le couple désiré τ^d , la force de contact désirée f_c^d et l'accélération désirée \dot{T}^d .

Nous pouvons résumer la phase d'anticipation de la façon suivante :

$$\hat{O} = \arg \min_{\tau^{ff}, \dot{T}, f_c} \frac{1}{2} \left\| \begin{bmatrix} \tau^{ff} \\ \dot{T} \\ f_c \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \tau^{ff^d} \\ \dot{T}^d \\ f_c^d \end{bmatrix} \right\|_Q^2 \quad (4.34)$$

sujet à :

$$\begin{cases} M\dot{T} + NT + G = L\tau + J_c^T f_c \\ E_c f_c + d_c \geq 0 \\ J_c \dot{T} + \dot{J}_c T = 0 \end{cases} \quad (4.35)$$

L'objectif d'optimisation est le même pour chaque tâche. Il consiste à minimiser l'erreur entre la valeur mesurée et la valeur désirée. Les objectifs sont combinés en une matrice de pondération diagonale Q. Ces valeurs sont choisies en fonction des priorités des différents objectifs.

Avec cette optimisation, nous obtenons $\boxed{\tau^{ff}, f_c, \dot{T}}$.

Remarque : Nous utilisons τ^{ff} pour le couple d'actionnement du MN et f_c pour les forces de contacts dans la partie *rétroaction*.

4.4.4.2 Feedback

Dans la partie de calcul du feedback, ou *rétroaction*, on imagine pour chaque tâche qu'un torseur virtuel est appliqué au repère associé à un segment donné du MN, afin de guider son mouvement vers une cible donnée. Ces torseurs virtuels sont calculés en résolvant un problème d'optimisation.

Les **objectifs** de ce problème d'optimisation sont :

1. *Position du CdM.* Le contrôleur dynamique maintient l'équilibre du MN en imposant que la projection dans le plan horizontal du CdM se trouve dans une zone de support convexe [Bretl 2008]. Pour cet objectif de suivi de consigne par le CdM, nous considérons que la composante de la force F_{CdM}^d est obtenue en utilisant un contrôleur Proportionnel-Dérivé (PD) en \mathbb{R}^3 mesurant l'erreur entre la position courante et la position souhaitées du CdM.

$$F_{CdM}^d = K_{CdM}(x_{CdM}^d - x_{CdM}^r) + B_{CdM}(v_{CdM}^d - v_{CdM}^r) \quad (4.36)$$

où K_{CdM} et B_{CdM} sont respectivement les matrices de gain proportionnelle et dérivative.

2. *Suivi des mouvements de l'effecteur final.* La tâche de l'effecteur est définie d'après l'activité à simuler (atteinte, saisie, déplacement, appui).

3. *Force de contact.* Cet objectif permet de minimiser la différence entre la force réelle de contact f_c^r et la force de contact obtenue avec la partie *feedforward* f_c . Pour cela, on définit un objectif $\Delta f_c^d = 0_{(3n_{f_c}, 1)}$ avec une pondération $Q_{\Delta f_c} = w_{\Delta f_c} I_{3n_{f_c}}$. $3n_{f_c}$ est le nombre de forces de contact pour les 3 composantes spatiales x, y et z ; $w_{\Delta f_c}$ est la pondération choisie pour cet objectif.

Pendant la phase de rétroaction, les **contraintes** sont les suivantes :

1. *Équilibre statique.* Les torseurs sont limités par l'équilibre statique du MN :

$$L\tau^{fb} = -J_{CdM}^T F_{CdM} - J_{end}^T W_{end}^d - \sum_i J_{c_i}^T \Delta f_{c_i} \quad (4.37)$$

2. *Contacts non glissants*

$$E_c(f_c + \Delta f_c) + d_c \geq 0 \quad (4.38)$$

Nous résumons la phase de rétroaction de la façon suivante :

$$\hat{O} = \arg \min_{F_{CdM}, \tau^{fb}, \Delta f_c} \frac{1}{2} \left\| \begin{bmatrix} F_{CdM} \\ W_{end} \\ \Delta f_c \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} F_{CdM}^d \\ W_{end}^d \\ \Delta f_c^d \end{bmatrix} \right\|_Q^2 \quad (4.39)$$

vérifiant :

$$\begin{cases} L\tau^{fb} = -J_{CdM}^T F_{CdM} - J_{end}^T W_{end}^d - J_c^T \Delta f_c \\ E_c(f_c + \Delta f_c) + d_c \geq 0 \end{cases} \quad (4.40)$$

L'objectif d'optimisation est le même pour chaque tâche. Il consiste à minimiser l'erreur entre la valeur mesurée et la valeur désirée. Les objectifs sont combinés en une matrice de pondération diagonale Q. Ces valeurs sont choisies en fonction des priorités des différents objectifs.

Avec cette optimisation, nous obtenons $\boxed{F_{CdM}, W_{end}, \Delta f_c}$.

Le couple de rétroaction est :

$$\boxed{\tau^{fb} = -L^T (J_{CdM}^T F_{CdM} + J_{end}^T W_{end}^d + J_c^T \Delta f_c)} \quad (4.41)$$

Résultats expérimentaux et simulations

Sommaire

5.1 Validation du contrôleur adaptatif	85
5.1.1 Paramétrisation du simulateur	86
5.1.2 Apprentissage d'un mouvement de la main en conditions libres ou perturbées	86
5.1.3 Simulation de la pose d'insert	88
5.1.4 Discussion	93
5.2 Validation du réalisme du MN	93
5.2.1 Paramétrisation du moteur de calcul	94
5.2.2 Évaluation biomécanique	95
5.2.3 Analyse des profils des trajectoires	97
5.2.4 Analyse des profils des vitesses	103
5.2.5 Couples articulaires	106
5.3 Tâche d'insertion du point de vue de l'apprentissage	106
5.3.1 Force d'insertion	107
5.3.2 Modèle d'apprentissage de l'activité musculaire	110
5.3.3 Apprentissage : durée de la phase d'approche	117
5.3.4 Discussion	119

5.1 Validation du contrôleur adaptatif

Dans cette section, nous cherchons à valider le contrôleur détaillé dans le chapitre 4 à partir de deux simulations calculées avec notre MN : un mouvement de la main en conditions libres ou perturbées d'une part, et la simulation de la pose d'inserts d'autre part.

5.1.1 Paramétrisation du simulateur

Le calcul des efforts articulaires a été réalisé en quasi-temps réel (le temps de calcul est approximativement égal à 1,5 fois la durée de l'activité simulée) sur un ordinateur équipé d'un processeur Intel Xeon E5630 (12M Cache, 2,53 GHz, 24 Gb de RAM) avec un pas de temps de simulation de 0.01 s.

Les pondérations des différents objectifs d'optimisation sont détaillées dans le tableau 5.1. Ces valeurs sont choisies empiriquement en fonction des priorités estimées des différents objectifs.

Objectif	Pondération
CdM	10^4
Main droite	$2 \cdot 10^3$
Contacts entre entre les pieds et le sol	10^0
Tête	10^2

TABLE 5.1: Pondérations pour les différents objectifs d'optimisation

Pour nos simulations, les paramètres du régulateur ont été fixés empiriquement une fois pour toutes (cf. tableau 5.2).

Paramètre	Valeur
Q_K	$\text{diag}[8.]_{(n_\rho, n_\rho)}$
Q_B	$\text{diag}[0.8]_{(n_\rho, n_\rho)}$
Q_τ	$\text{diag}[1.]_{(n_\rho, n_\rho)}$
a	0.2
u	5
b	10

TABLE 5.2: Paramètres du régulateur

5.1.2 Apprentissage d'un mouvement de la main en conditions libres ou perturbées

Le premier cas étudié est un mouvement point à point : la main droite adopte une position de préhension et atteint la position de l'insert. Au début de la simulation, l'insert est placé sur la table et le MN est en position verticale, les bras le long du corps (cf. figure 5.1). Cet état correspond à l'action de préhension de la tâche expérimentale détaillée dans la section 2.1.

La durée de mouvement $D = 1.3$ s est choisie en fonction de la loi de Fitt 3D proposée dans la section 4.1.1.2 pour une tâche de pointage.

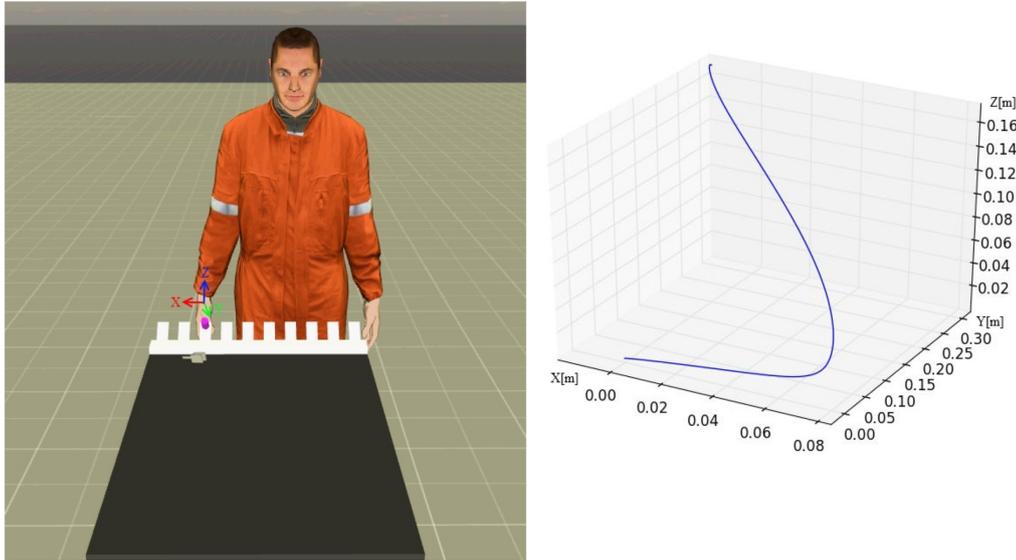


FIGURE 5.1: Maquette numérique simulant l'action de préhension (à gauche). La trajectoire de la main droite (à droite)

L'adaptation du mouvement est simulée pour 225 itérations. Un torseur de perturbation externe $W_{end}^{ext} = [0 \text{ N}\cdot\text{m}, 0 \text{ N}\cdot\text{m}, 0 \text{ N}\cdot\text{m}, 3 \text{ N}, 3 \text{ N}, 3 \text{ N}]^T$ est appliqué pendant tout le mouvement de la main droite pour un certain nombre d'itérations successives. À la fin de chaque itération, le MN est remis à la position initiale (position verticale, les bras sont le long du corps) et la vitesse ainsi que l'accélération sont remises à zéro.

Dans la première phase (itérations 1-75), le torseur d'interaction externe est absent. Dans la deuxième phase (itérations 76-149), le torseur d'interaction externe $W_{end}^i = W_{end}^{ext}$ est appliqué. Dans la troisième phase (itérations 150-225), le torseur d'interaction externe est retiré.

Comme illustré dans les figures 5.2, 5.3 et 5.4, en présence de forces externes appliquées à la main, le MN augmente sa raideur, son amortissement et son couple d'anticipation afin de stabiliser la trajectoire du bras par rapport à la trajectoire de consigne, conformément aux observations de [Burdet 2001, McIntyre 1996]. Dans les figures 5.2, 5.3 et 5.4, on a tracé la valeur moyenne de la raideur, de l'amortissement et du couple pour chaque itération.

Nous notons que l'erreur diminue au fil des itérations (cf. figures 5.5 et 5.6).

Nous notons également que, si aucune force n'est appliquée à la main, la raideur des articulations converge vers des valeurs faibles. Des valeurs de raideur faibles sont habituelles pour un humain agissant en l'absence de champ de force [McIntyre 1996].

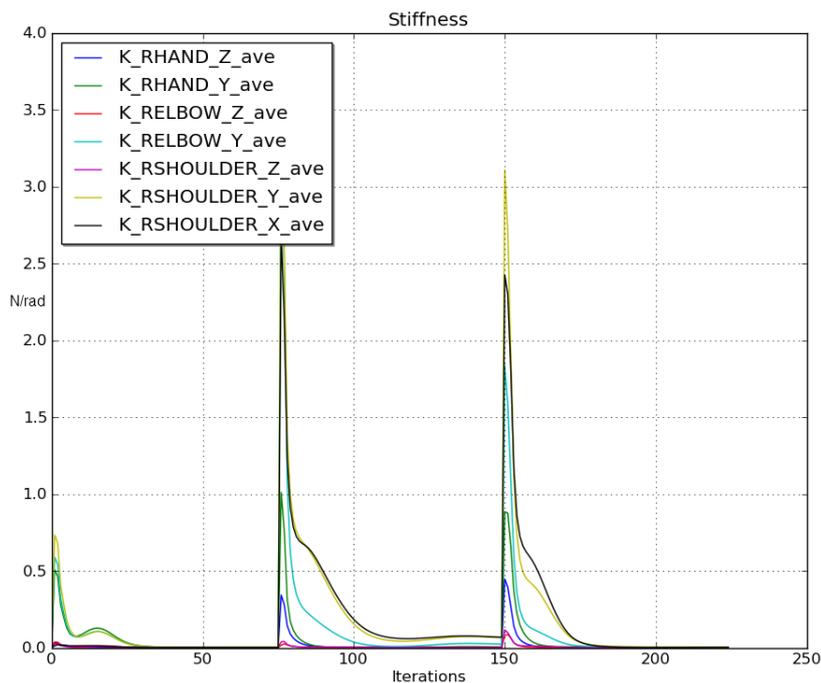


FIGURE 5.2: Raideur articulaire apprise pendant le mouvement point à point (valeur moyenne de chaque itération)

5.1.3 Simulation de la pose d'insert

Le deuxième cas simulé correspond à la tâche d'insertion présentée dans la section 2.1 (cf. figure 5.7).

Le torseur d'interaction est déduit des contacts entre l'insert et son support virtuel, représentés dans la figure 5.7. Cette maquette numérique reproduit la géométrie de l'environnement expérimental (dimensions en x, y et z) ainsi que les caractéristiques des inserts et des outils (positions et masses).

L'adaptation est simulée pour 50 itérations.

Dans les figures 5.9 et 5.10, nous détaillons les résultats de la simulation pour la phase finale de l'insertion, lorsque la main droite va du centre de l'objet virtuel x^{ob} à la position finale d'insertion $x = x^{ob} + [0 \text{ m}, 0.03 \text{ m}, -0.02 \text{ m}]$ (le repère de référence est représenté en figure 5.7).

Nous remarquons dans la figure 5.8 que la force diminue asymptotiquement, comme nous avons remarqué lors des expérimentations exploratoires faites à l'Imperial College de Londres (cf. section 5.3.1.2).

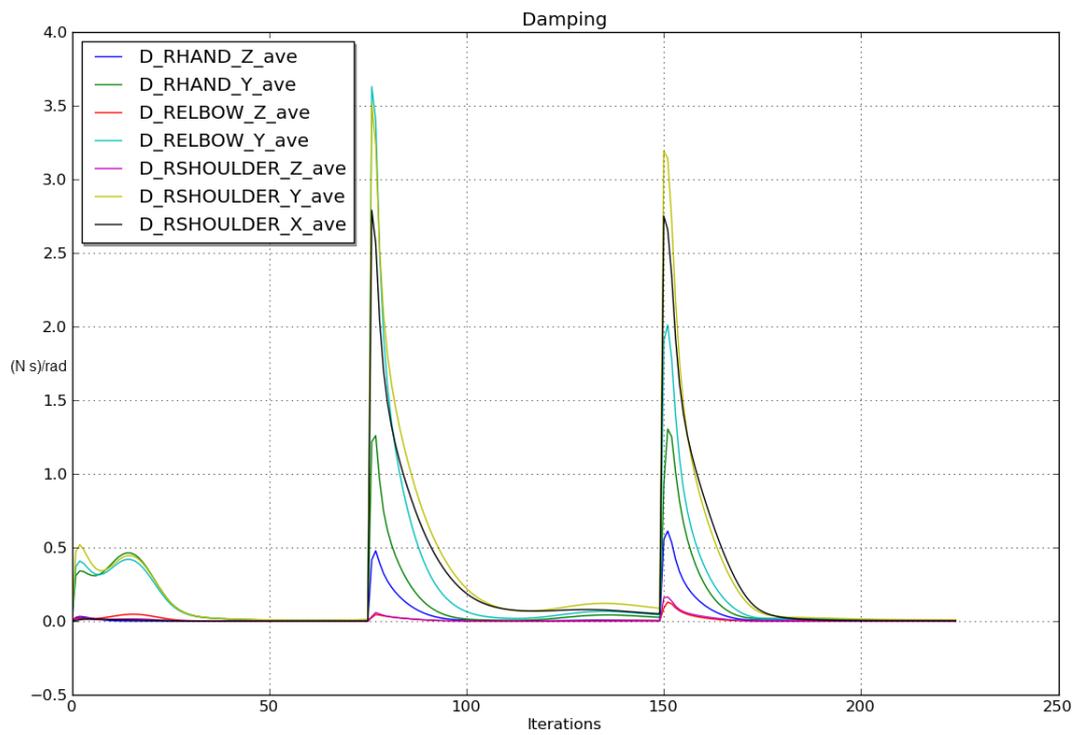


FIGURE 5.3: Amortissement articulaire appris pendant le mouvement point à point (valeur moyenne de chaque itération)

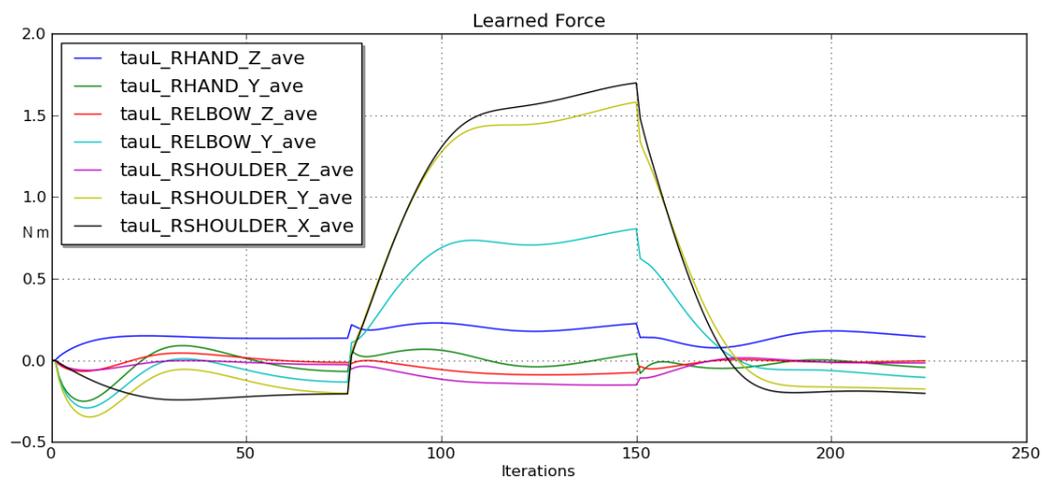


FIGURE 5.4: Couple appris (valeur moyenne de chaque itération)

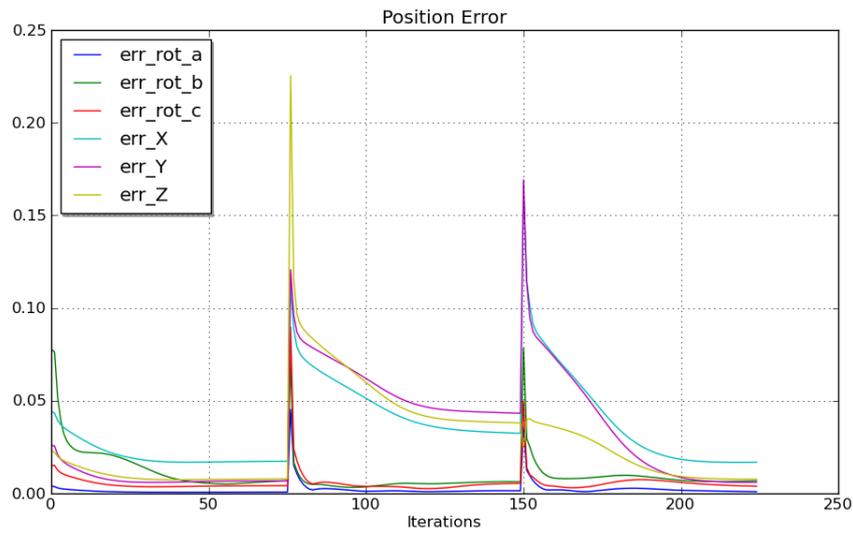


FIGURE 5.5: Erreur de position [m] et d'orientation [rad] (valeur moyenne de chaque itération)

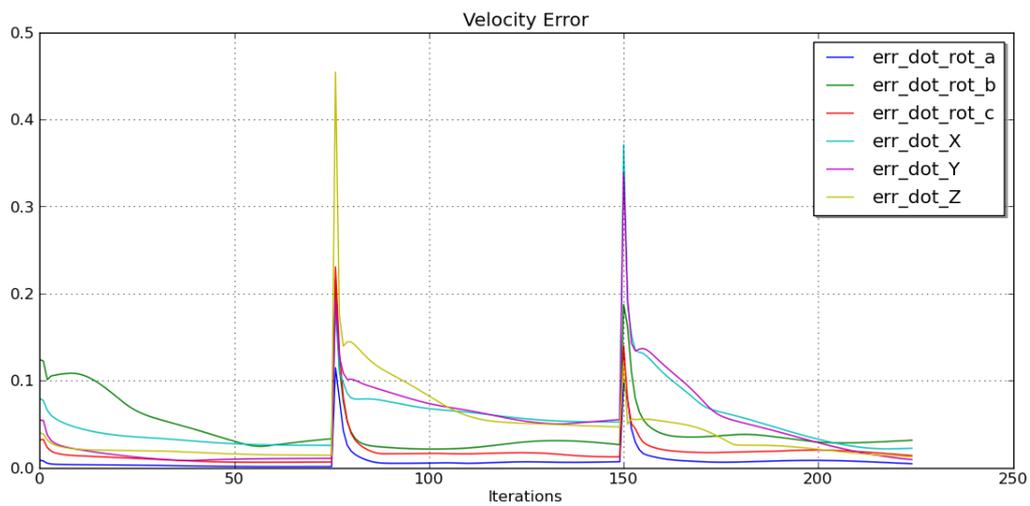


FIGURE 5.6: Erreur de vitesse linéaire [m/s] et angulaire [rad/s] (valeur moyenne de chaque itération)

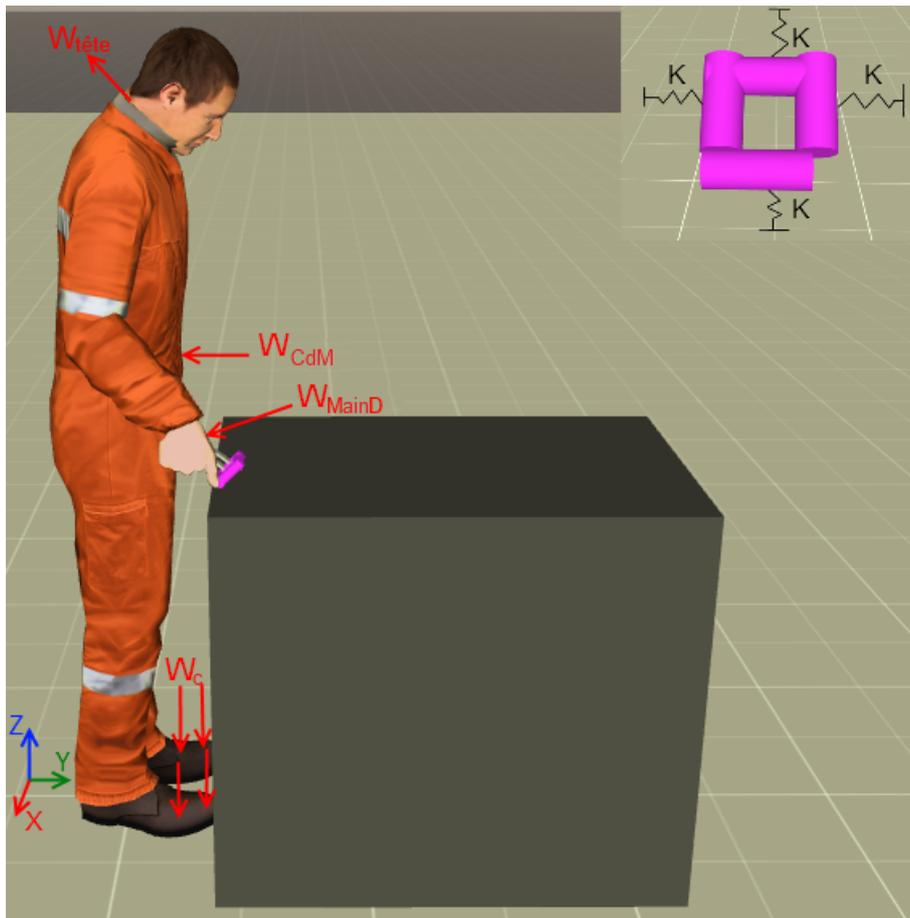


FIGURE 5.7: Maquette numérique simulant la pose d'un insert. Le torseur d'interaction est déduit des contacts entre l'insert et son support virtuel avec une raideur $K_{obj} = 1000$ N/m dans les quatre directions (en haut à droite). Les objectifs sont : CdM (centre de masse) pour l'équilibre ; c (contacts) pour les contacts non-glissants ; MainD (main droite) est la tâche pour simuler l'apprentissage humain ; tête pour suivre la position de la main droite avec le regard.

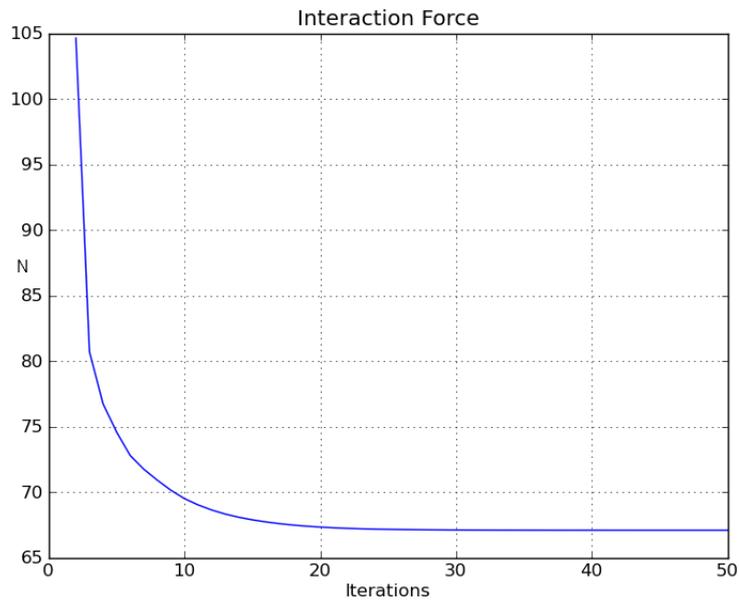


FIGURE 5.8: Force d'interaction moyenne pendant l'insertion

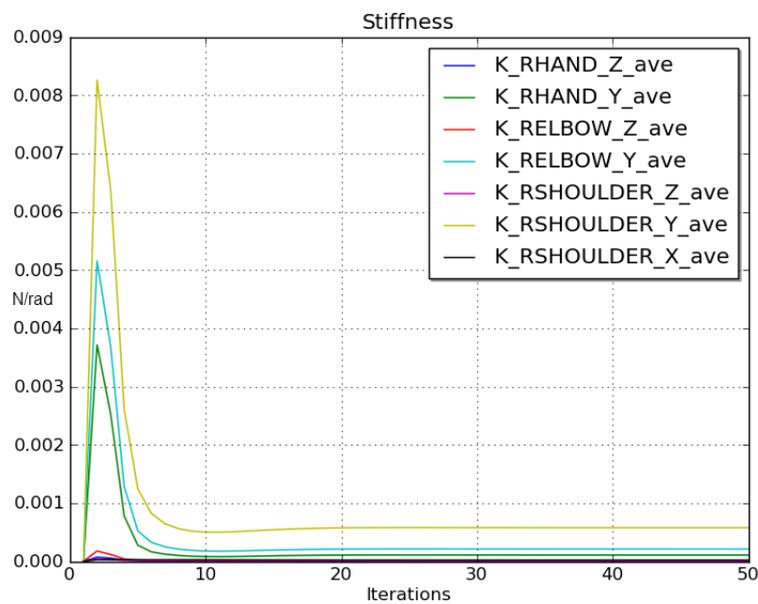


FIGURE 5.9: Raideur articulaire apprise pendant l'insertion (valeur moyenne de chaque itération)

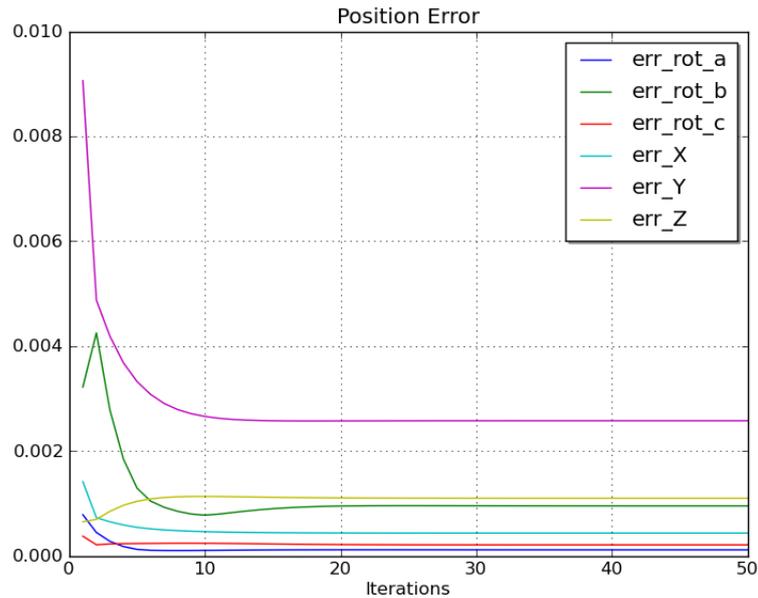


FIGURE 5.10: Erreur de position [m] et orientation [rad] pendant l'insertion (valeur moyenne de chaque itération)

5.1.4 Discussion

Les résultats de la méthode de contrôle proposée pour modéliser l'adaptation du moteur humain sont cohérents avec [Burdet 2001]. La cohérence a été démontrée par diverses simulations.

Nous notons une erreur résiduelle importante en x (cf. figure 5.5) dans le cas du mouvement de la main en conditions libres (cf. section 5.1.2). Cette erreur peut venir du fait qu'on a plusieurs contraintes et objectifs. Le contrôleur doit gérer ces différents objectifs avec des poids différents (cf. tableau 5.1). L'objectif de suivi du mouvement de la main a un poids inférieur à celui du CdM pour la gestion de l'équilibre. Ainsi, entre le suivi d'un mouvement rapide qui nous permet d'éviter le contact avec la table et l'équilibre du MN, notre contrôleur préfère garder l'équilibre du MN. Les contraintes liées au corps du MN, telles que les butées articulaires, peuvent aussi contribuer à cette erreur.

5.2 Validation du réalisme du MN

La méthode retenue pour cette validation est de comparer les résultats des simulations à ceux obtenus expérimentalement (cf. section 2.1). Le niveau « minimal » de réalisme souhaité pour notre outil est que l'évaluation ergonomique d'une tâche simulée soit cohérente avec celle de la tâche réelle correspondante.

Dans le contexte d'activités d'assemblage répétitives, nous choisissons d'appliquer l'indice OCRA aux résultats de nos simulations. Cet indice, détaillé en annexe D, est en effet l'indicateur ergonomique préconisé par la norme NF EN ISO 1005-5 venant en appui de la directive « Machine ».

En complément de cette validation très macroscopique, nous avons également étudié les profils des trajectoires et des vitesses simulées avec celles mesurées en conditions réelles. Pour caractériser le réalisme des données biomécaniques du MN, nous comparons également les couples simulés avec des valeurs humaines issues de la littérature.

5.2.1 Paramétrisation du moteur de calcul

Le calcul des efforts articulaires a été réalisé en quasi-temps réel (le temps de calcul est approximativement égal à 1,5 fois la durée de l'activité simulée) sur un ordinateur équipé d'un processeur Intel Xeon E5630 (12M Cache, 2,53 GHz, 24 Gb de RAM) avec un pas de temps de simulation de 0.01 s.

Pour la simulation de la tâche avec l'outil et avec les deux mains, nous avons ajouté un objectif pour la main gauche (cf. section 2.1.2.2).

Lorsque nous avons étudié la tâche de pose d'inserts, nous avons remarqué que la tête du sujet suivait le mouvement de l'effecteur terminal demandant plus de précision (la main droite ou gauche). Pour cette raison, nous avons ajouté un objectif de suivi d'orientation pour la tête du MN dans notre contrôleur.

Les pondérations pour les différents objectifs d'optimisation sont détaillées dans le tableau 5.3. L'objectif de suivi du mouvement de la main gauche est présent dans le cas de tâche avec l'outil et avec les deux mains. Ces valeurs sont choisies empiriquement en fonction des priorités des différents objectifs.

Objectif	Pondération
CdM	10^4
Main droite	$2 \cdot 10^3$
Main gauche	$2 \cdot 10^3$
Contacts entre entre les pieds et le sol	10^0
Tête	10^2

TABLE 5.3: Pondérations pour les différents objectifs d'optimisation des trois simulations

Pour les raideurs, amortissements et couples d'anticipation de l'objectif de suivi de la main droite et gauche, nous avons utilisé les valeurs obtenues par le contrôleur adaptatif.

Les simulations sont faites avec le contrôleur feedforward et feedback détaillé dans la section 4.4.4.

5.2.2 Évaluation biomécanique

5.2.2.1 Résultats

Nous avons calculé et comparé les valeurs de l'indice OCRA déterminées à partir des données expérimentales décrites dans la section 2.1 avec celles obtenues par simulation avec notre MN.

Pour les différentes simulations, le MN a été dimensionné en fonction de l'anthropométrie des sujets (cf. section 2.1.2.2).

Les tableaux 5.4, 5.5 et 5.6 permettent d'établir une comparaison entre l'indice OCRA (moyenne \pm déviation standard) obtenus à partir des données réelles et celui obtenu à partir des données de simulation du MN pour les trois différentes tâches. À partir des observations expérimentales décrites dans la section 2.1.2, nous avons simulé quatre sujets pour la tâche avec la main droite (tableau 5.4), quatre sujets pour la tâche avec les deux mains (tableau 5.5) et onze sujets pour la tâche avec l'outil (cf. figure 5.11 et tableau 5.6). Pour cette analyse, les trois sujets qui ont utilisé les deux stratégies alternatives de pose d'inserts à mains nues n'ont pas été pris en compte (cf. section 2.1.2).

	Expérimentation	MN
	MSD	MSD
NTC	3	3
CT	3.89 ± 0.41	4.07 ± 0.43
F	46.71 ± 4.87	44.67 ± 4.72
D	0.39 ± 0.04	0.41 ± 0.04
ATA	18	18
CF	30	30
F _{0m}	0.64 ± 0.19	0.64 ± 0.19
P _{0m}	0.55 ± 0.08	0.52 ± 0.04
R _{0m}	0.7	0.7
A _{0m}	1	1
RPA	2.93 ± 1.20	2.83 ± 0.85
D _{0m}	1	1
R _{c0m}	1	1
RTA	2.93 ± 1.20	2.83 ± 0.85
OCRA	7.3 ± 3.7	7.2 ± 3.4
Niveau du risque	Non acceptable	Non acceptable

TABLE 5.4: Index OCRA pour la tâche avec la main droite. Moyenne \pm déviation standard pour quatre sujets. MSD désigne le membre supérieur droit

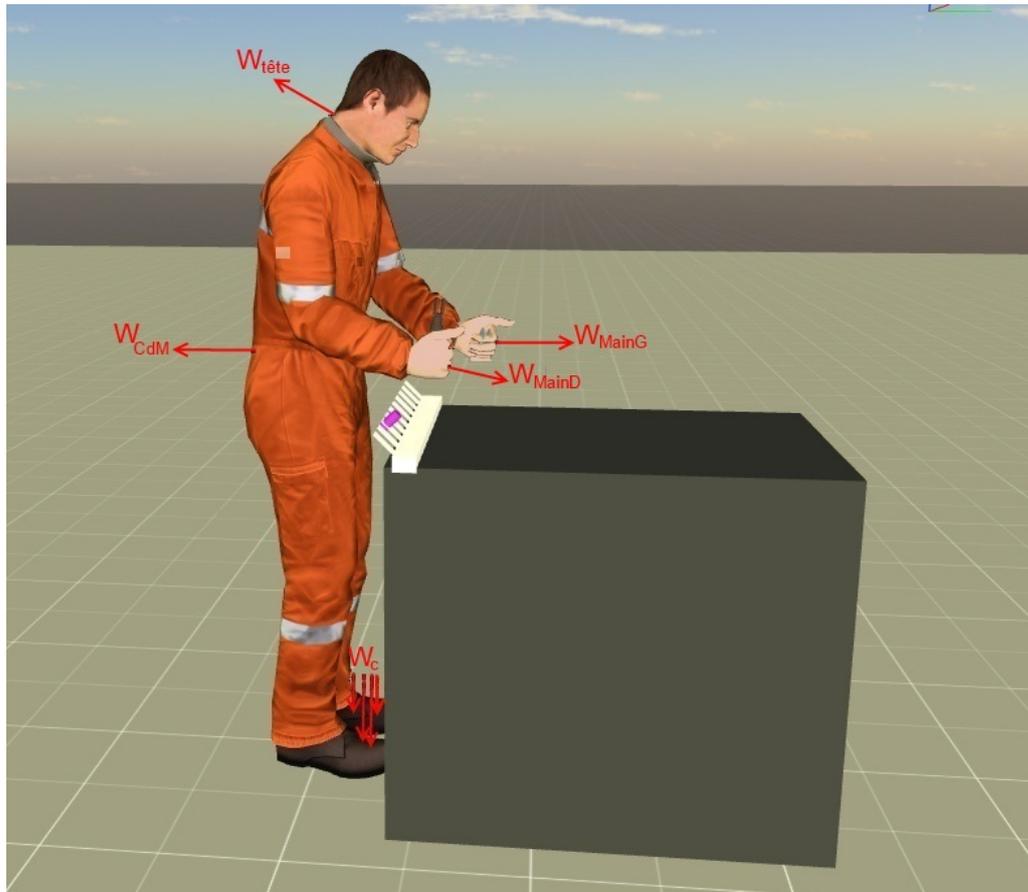


FIGURE 5.11: Maquette numérique de la tâche avec l'outil. Les objectifs sont : CdM (centre de masse) pour l'équilibre ; la tête pour le suivi de mouvement de l'effecteur ; c (contacts) pour les contacts non-glissants ; MainG (main gauche) et MainD (main droite) sont les tâches des effecteurs finaux pour l'exécution des manipulations.

5.2.2.2 Discussion

Les valeurs de l'indice OCRA obtenues par simulation sont cohérentes avec celles correspondantes aux observations expérimentales décrites dans la section 2.1.

L'évaluation ergonomique basée sur l'indice OCRA dépend de classes d'angles articulaires plutôt que des valeurs continues. Des petites différences de posture ou d'effort ne modifient pas de manière significative l'évaluation.

Une comparaison plus précise et quantitative des trajectoires et vitesses réelles et simulées est menée dans les sections 5.2.3 et 5.2.4.

	Expérimentation		MN	
	MSG	MSD	MSG	MSD
NTC	1	3	3	2
CT	4.14 ± 0.14	4.14 ± 0.14	4.35 ± 0.13	4.35 ± 0.13
F	14.51 ± 0.46	43.53 ± 1.39	13.80 ± 0.41	41.41 ± 1.23
D	0.41 ± 0.01	0.41 ± 0.01	0.44 ± 0.01	0.44 ± 0.01
ATA	6	18	6	18
CF	30	30	30	30
F _{0m}	1	0.57 ± 0.15	1	0.57 ± 0.15
Po _m	0.63 ± 0.25	0.53 ± 0.05	0.63 ± 0.25	0.55 ± 0.10
Re _m	0.7	0.7	0.7	0.7
Ad _m	1	1	1	1
RPA	5.41 ± 2.10	2.60 ± 0.73	5.70 ± 2.23	2.89 ± 1.01
Du _m	1	1	1	1
Rc _m	1	1	1	1
RTA	5.41 ± 2.10	2.60 ± 0.73	5.70 ± 2.23	2.89 ± 1.01
OCRA	1.2 ± 0.3	7.5 ± 2.6	1.1 ± 0.3	7.0 ± 2.8
Niveau du risque	Acceptable	Non acceptable	Acceptable	Non acceptable

TABLE 5.5: Index OCRA pour la tâche avec les deux mains. Moyenne \pm déviation standard pour quatre sujets. MSD désigne le membre supérieur droit et MSG le membre supérieur gauche

5.2.3 Analyse des profils des trajectoires

5.2.3.1 Caractérisation des écarts entre trajectoires réelles et simulées

Pour comparer les trajectoires X^h issues des données humaines réelles et celles X^s obtenues à partir des simulations, nous analysons, pour quatre sujets, les trajectoires de l'état POSITIONNER de la machine à états décrite dans la figure 2.6. Sur les 10 poses d'insert effectuées par chaque sujet, les 2 premières et les 2 dernières n'ont pas été prises en compte (on compare ainsi une trajectoire simulée à l'enveloppe définie par 6 trajectoires réelles).

Un ensemble de transformations affines élémentaires a été appliqué aux différentes trajectoires réelles afin de faciliter la comparaison entre le profil de ces trajectoires réelles et la trajectoire simulée. En effet, chaque trajectoire possède une durée, un point de départ et un point final différents.

Une transformation affine est une transformation qui conserve les rapports de distance (par exemple, le point médian de la courbe reste le même après la transformation), les angles et la colinéarité des points (tous les points se trouvant sur une ligne). En général, une transformation affine est une composition de rotations, translations et homothéties. Nous avons conçu ces transformations affines de sorte

	Expérimentation		MN	
	MSG	MSD	MSG	MSD
NTC	1	3	3	2
CT	3.99 ± 0.37	3.99 ± 0.37	4.14 ± 0.35	4.14 ± 0.35
F	30.28 ± 2.88	30.28 ± 2.88	29.17 ± 2.56	29.17 ± 2.56
D	0.40 ± 0.04	0.40 ± 0.04	0.41 ± 0.03	0.41 ± 0.03
ATA	12	12	12	12
CF	30	30	30	30
F _{om}	1	0.87 ± 0.14	1	0.87 ± 0.14
P _{om}	0.61 ± 0.16	0.52 ± 0.04	0.61 ± 0.16	0.51 ± 0.03
R _{em}	0.7	0.7	0.7	0.7
Ad _m	1	1	1	1
RPA	5.12 ± 1.43	3.76 ± 0.74	5.30 ± 1.44	3.82 ± 0.61
D _{um}	1	1	1	1
R _{cm}	1	1	1	1
RTA	5.12 ± 1.43	3.76 ± 0.74	5.30 ± 1.44	3.82 ± 0.61
OCRA	2.5 ± 0.6	3.3 ± 0.7	2.4 ± 0.6	3.2 ± 0.6
Niveau du risque	Acceptable sous condition	Acceptable sous condition	Acceptable sous condition	Acceptable sous condition

TABLE 5.6: Index OCRA pour la tâche avec l'outil. Moyenne ± déviation standard pour tous les sujets. MSD est le membre supérieur droit et MSG est le membre supérieur gauche

que le point de départ et le point final enregistré et simulé soient confondus.

Transformations spatiales

1. **Translation.** La première étape consiste à effectuer une translation de sorte que le point de début enregistré pendant les expérimentations au laboratoire corresponde à celui des simulations. Les trajectoires sont ainsi translatées au point zéro à partir de la position de départ en utilisant une simple translation :

$$\mathbf{X}^s = \begin{pmatrix} x^s(t) - x^s(0) \\ y^s(t) - y^s(0) \\ z^s(t) - z^s(0) \end{pmatrix}, \mathbf{X}^h = \begin{pmatrix} x^h(t) - x^h(0) \\ y^h(t) - y^h(0) \\ z^h(t) - z^h(0) \end{pmatrix} \quad (5.1)$$

avec $t \in [0, \dots, t_f]$.

2. **Rotation entre les deux vecteurs.** Afin de faire correspondre les directions des trajectoires, la deuxième transformation est une rotation. Par conséquent, nous définissons deux vecteurs spatiaux de même origine (point zéro) et dont le point final est le dernier point de la trajectoire enregistrée et simulée. Ensuite, nous devons tourner l'un de ces deux vecteurs pour faire correspondre leurs directions respectives. Pour trouver la rotation pertinente, nous

calculons le produit vectoriel et l'angle entre les deux vecteurs normalisés $\mathbf{X}^s(t_f) = [x_f^s \ y_f^s \ z_f^s]$ et $\mathbf{X}^h(t_f) = [x_f^h \ y_f^h \ z_f^h]$.

Nous définissons le produit vectoriel par le déterminant d'une forme matricielle :

$$\mathbf{X}^s(t_f) \times \mathbf{X}^h(t_f) = \begin{vmatrix} \mathbf{i} & \mathbf{j} & \mathbf{k} \\ x_f^s & y_f^s & z_f^s \\ x_f^h & y_f^h & z_f^h \end{vmatrix} \quad (5.2)$$

En utilisant la *règle de Sarrus*, nous obtenons :

$$\begin{aligned} \mathbf{X}^s(t_f) \times \mathbf{X}^h(t_f) &= \mathbf{i}(y_f^s z_f^h - z_f^s y_f^h) + \mathbf{j}(z_f^s x_f^h - x_f^s z_f^h) + \mathbf{k}(x_f^s y_f^h - y_f^s x_f^h) \\ &= \mathbf{i}u_x + \mathbf{j}u_y + \mathbf{k}u_z \end{aligned} \quad (5.3)$$

où $u_x = (y_f^s z_f^h - z_f^s y_f^h)$, $u_y = (z_f^s x_f^h - x_f^s z_f^h)$ et $u_z = (x_f^s y_f^h - y_f^s x_f^h)$ sont les composantes du vecteur unitaire $\mathbf{u} = (u_x, u_y, u_z)$.

L'angle entre les vecteurs est calculé dans la façon suivante :

$$\theta = \arccos(\mathbf{X}^s(t_f) \cdot \mathbf{X}^h(t_f)) \quad (5.4)$$

où \cdot est le produit scalaire.

3. **Homothétie.** Une fois que les deux vecteurs représentant les trajectoires sont alignés dans la même direction, la troisième étape consiste à faire correspondre la position des points finaux de la trajectoire enregistrée et simulée. Par conséquent, nous faisons une homothétie entre une trajectoire avec origine O , en tant que centre d'homothétie, en utilisant un facteur d'échelle λ :

$$\lambda = \frac{\|\mathbf{X}^s(t_f)\|}{\|\mathbf{X}^h(t_f)\|} \quad (5.5)$$

4. **Rotation pour obtenir la coplanarité de trois points clés.** Nous calculons le point au milieu $\mathbf{C} = (C_x, C_y, C_z)$ du segment $\overrightarrow{OX^h}$ identifié par le point de départ et le point final de la trajectoire. Pour obtenir la coplanarité de trois points de la courbe (le point initial, final et au milieu d'une trajectoire), nous faisons une rotation autour du segment $\overrightarrow{OX^h}$ (cf. figure 5.12). Par conséquent, nous trouvons les deux points \mathbf{A} sur la trajectoire \mathbf{X}^h et \mathbf{B} sur la trajectoire \mathbf{X}^s . \mathbf{A} et \mathbf{B} sont les points d'intersection des trajectoires avec le plan perpendiculaire au segment $\overrightarrow{OX^h}$. Puis, nous calculons l'angle de rotation γ entre le plan π_1 passant pour les points \mathbf{O} , \mathbf{A} et \mathbf{X}^h et le plan π_2

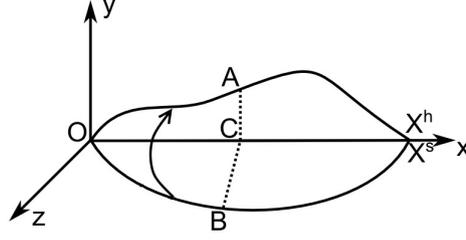


FIGURE 5.12: Rotation pour obtenir la coplanarité de trois points clés

passant par les points \mathbf{O} , \mathbf{B} et \mathbf{X}^s ainsi :

$$\gamma = \arccos \left(\frac{\overrightarrow{AC} \cdot \overrightarrow{BC}}{\|\overrightarrow{AC}\| \|\overrightarrow{BC}\|} \right) \quad (5.6)$$

Distance entre les trajectoires harmonisées

Plusieurs définitions existent dans la littérature pour caractériser la distance entre deux trajectoires définies comme des ensembles non vides. Une définition commune à la distance entre deux sous-ensembles non vides d'un ensemble donné est la *distance de Hausdorff*.

Ce type de caractérisation permet de mesurer la *proximité* de deux ensembles de points qui font partie d'un espace métrique. Une telle mesure peut être utilisée pour attribuer un score scalaire de similitude entre deux trajectoires, nuages de données ou ensembles de points [Chen 2011]. Cette distance est définie comme suit :

$$d_H(\mathbf{X}^h, \mathbf{X}^s) = \max \left\{ \sup_{x \in \mathbf{X}^h} \inf_{y \in \mathbf{X}^s} d(x, y), \sup_{y \in \mathbf{X}^s} \inf_{x \in \mathbf{X}^h} d(x, y) \right\} \quad (5.7)$$

où sup représente la borne supérieure et inf la borne inférieure.

Pour obtenir la distance entre les deux trajectoires, nous mesurons la distance de Hausdorff et la distance moyenne définie comme suit :

$$d_{ave}(\mathbf{X}^h, \mathbf{X}^s) = \text{mean} \inf_{x \in \mathbf{X}^h} \inf_{y \in \mathbf{X}^s} d(x, y) \quad (5.8)$$

5.2.3.2 Résultats

Le tableau 5.7 illustre l'écart entre la trajectoire simulée et la trajectoire obtenue par les données réelles de l'état POSITIONNER de la machine à états en figure 2.6. Nous comparons ces deux trajectoires pour les quatre sujets qui utilisent uniquement la main droite (cf. section 2.1.2).

Sujet	Distance de Hausdorff	Distance moyenne
1	(2.0 ± 0.7) cm	(1.0 ± 0.3) cm
2	(1.5 ± 0.4) cm	(0.7 ± 0.2) cm
3	(1.7 ± 0.5) cm	(0.9 ± 0.3) cm
4	(2.6 ± 1.2) cm	(1.5 ± 0.6) cm

TABLE 5.7: Trajectoires du poignet droit - Distances entre les trajectoires

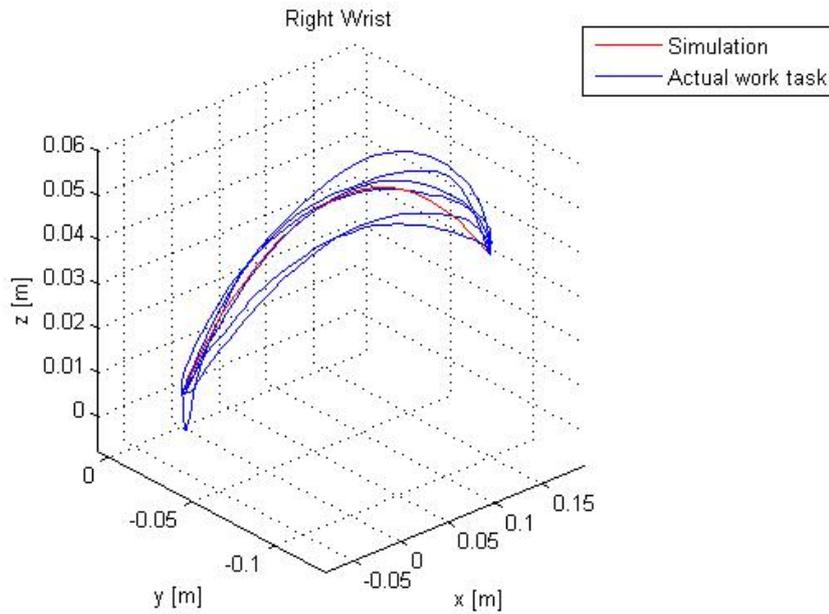


FIGURE 5.13: Trajectoires du poignet droit pour le premier sujet

5.2.3.3 Discussion

Les profils des trajectoires issues des données expérimentales avec des sujets et celles obtenues à partir des simulations sont similaires. La différence est plus remarquable pour les sujets de petite taille (sujet 1 et sujet 4 dans le tableau 5.7). Cela pourrait être dû au fait que, contrairement à la hauteur réglable de la table, la distance horizontale (la distance entre le premier et le dernier support) n'est pas modifiée selon la taille des sujets (pour mémoire, la hauteur de la table était réglée à 90 % de la distance coude-sol de chaque sujet, en conformité avec les normes européennes pour une activité de travail permanent nécessitant une vision et précision normale [CEN 2008]).

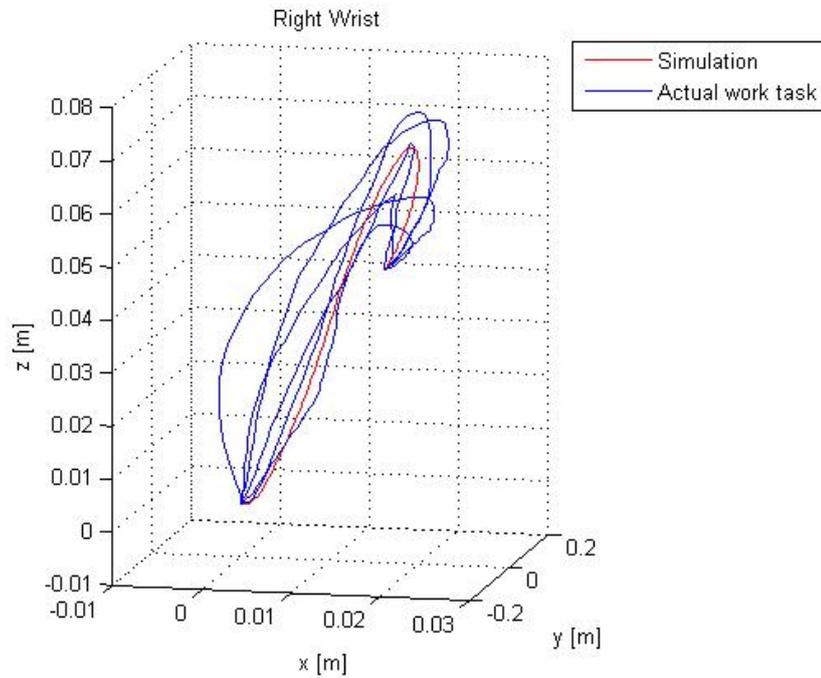


FIGURE 5.14: Trajectoires du poignet droit pour le deuxième sujet

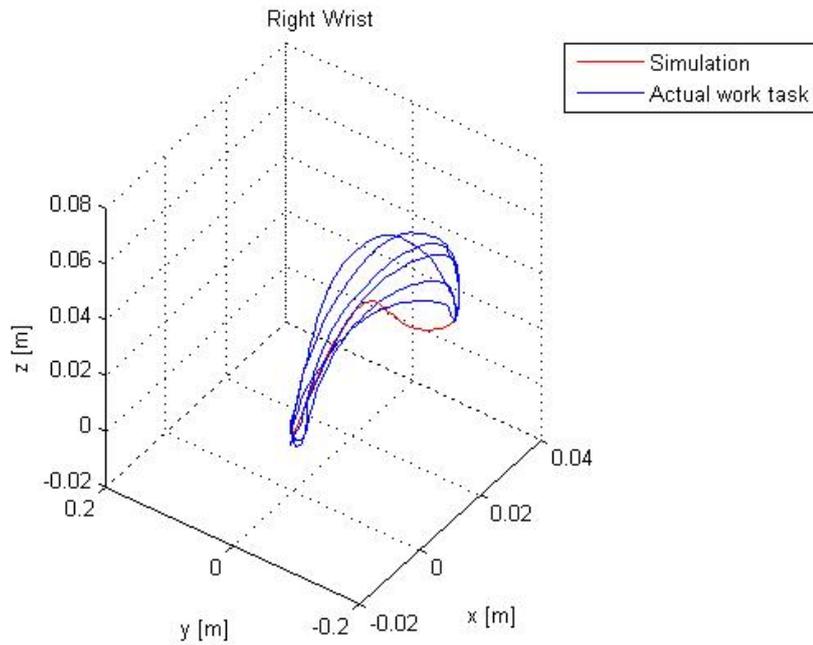


FIGURE 5.15: Trajectoires du poignet droit pour le troisième sujet

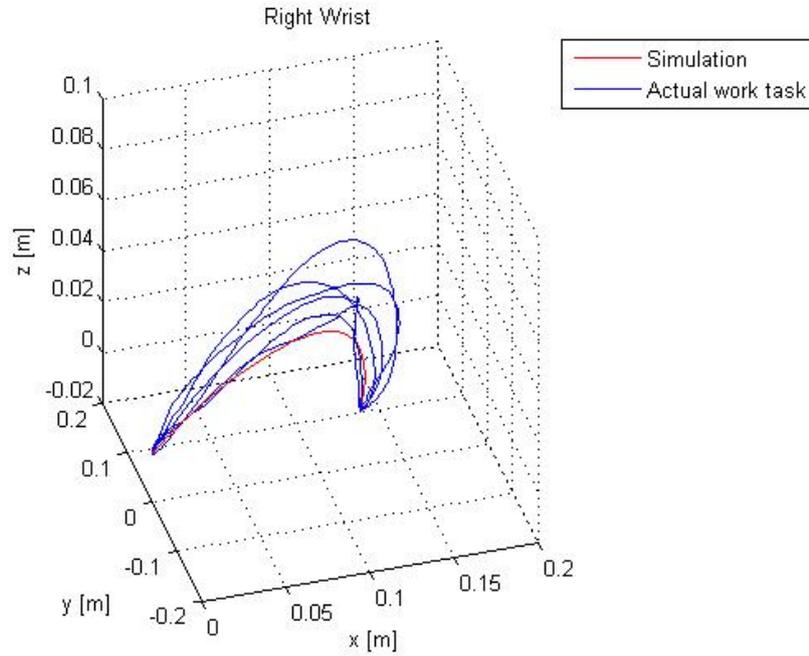


FIGURE 5.16: Trajectoires du poignet droit pour le quatrième sujet

5.2.4 Analyse des profils des vitesses

5.2.4.1 Résultats

Pour comparer les mouvements effectués avec des vitesses différentes, il est nécessaire de rendre la vitesse indépendante de l'échelle de temps. Pour obtenir cela, nous considérons le temps normalisé :

$$\bar{t} = \frac{t}{t_f} \quad (5.9)$$

où t_f est la durée du mouvement du corps rigide (aussi appelée échelle de temps). En multipliant $V(t)$ par t_f et en remplaçant t par \bar{t} , les résultats sont invariants et indépendants de l'échelle de temps [Schutter 2009].

Dans les figures 5.17, 5.18, 5.19 et 5.20 nous comparons les vitesses obtenues dans les expérimentations et les simulations pour le MN. En particulier, nous analysons les vitesses de l'état POSITIONNER de la machine à états dans la figure 2.6 pour les quatre sujets qui utilisent seulement la main droite (cf. section 2.1.2).

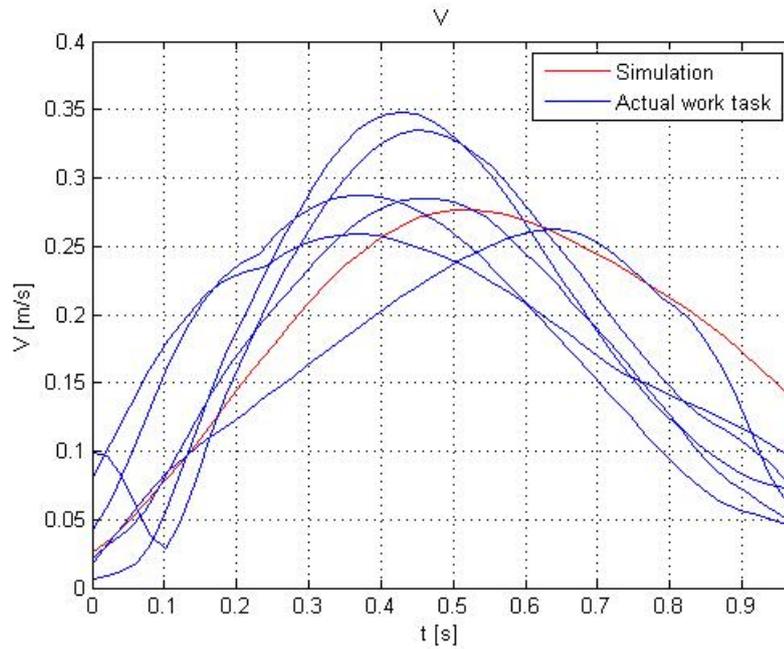


FIGURE 5.17: Vitesses du poignet droit pour le premier sujet

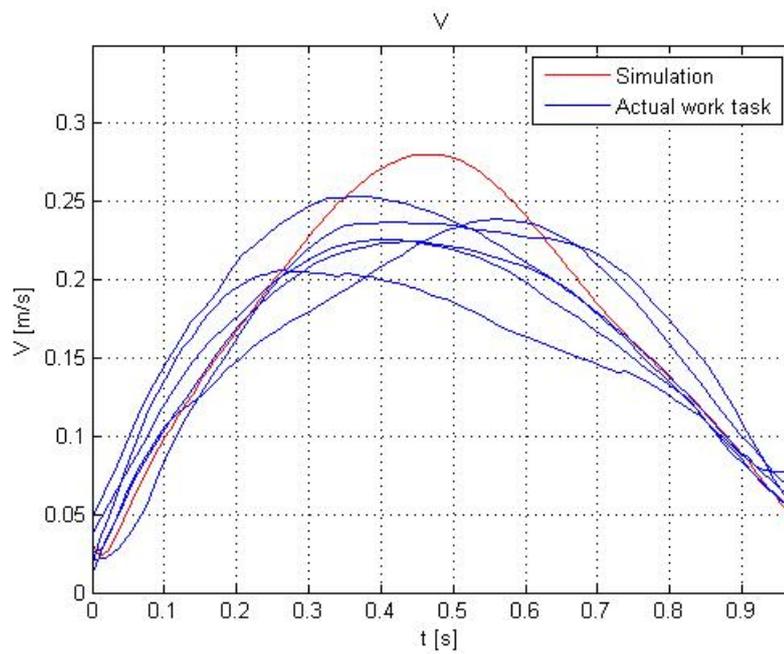


FIGURE 5.18: Vitesses du poignet droit pour le deuxième sujet

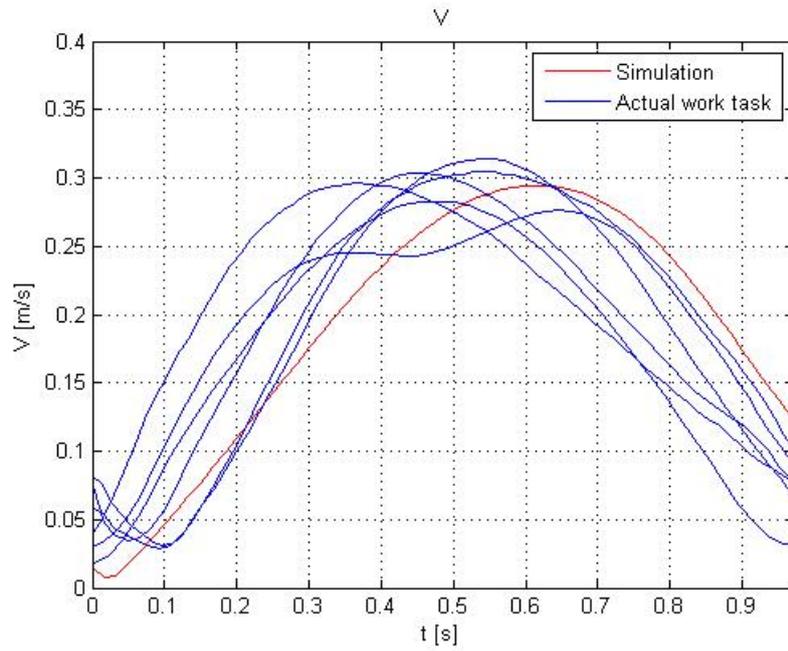


FIGURE 5.19: Vitesses du poignet droit pour le troisième sujet

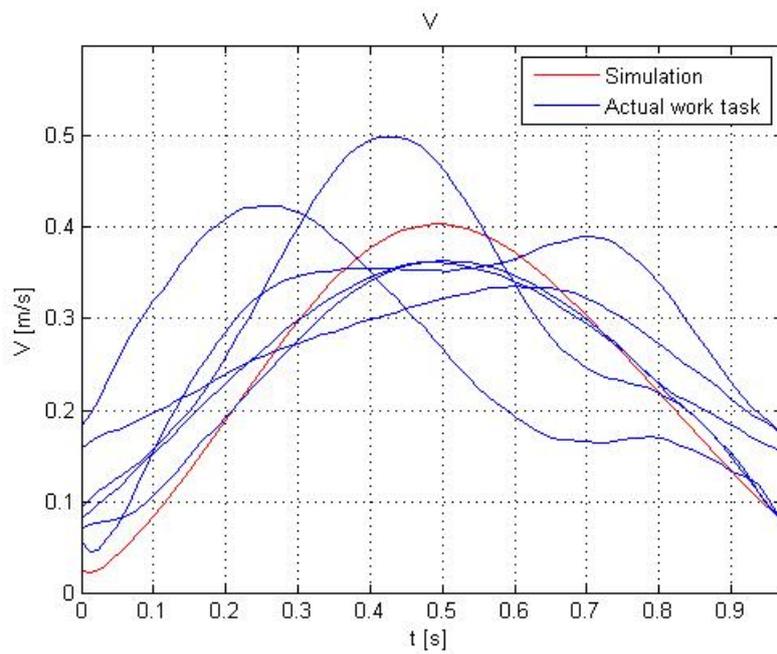


FIGURE 5.20: Vitesses du poignet droit pour le quatrième sujet

5.2.4.2 Discussion

Les profils des vitesses issues des données expérimentales avec des sujets et celles obtenues à partir des simulations sont similaires. La différence est plus remarquable pour les sujets de petite taille (cf. figures 5.17 et 5.20), comme déjà évoqué dans la section 5.2.4.2 pour les profils des trajectoires.

5.2.5 Couples articulaires

Nous constatons également que les couples articulaires générés par notre MN sont compatibles avec les performances humaines. Par exemple, les valeurs maximales du couple de flexion du coude droits obtenues en simulation sont d'environ $22 \text{ N} \cdot \text{m}$, et de $5 \text{ N} \cdot \text{m}$ pour le poignet (cf. figure 5.21). Ces valeurs sont toujours nettement inférieures au couple maximal admissible correspondantes (au niveau du coude, ce couple maximal est d'environ $70 \text{ N} \cdot \text{m}$ pour les hommes et $35 \text{ N} \cdot \text{m}$ pour les femmes [Askew 1981] ; au niveau du poignet, le couple maximal est de $8.05 \text{ N} \cdot \text{m}$ en flexion et de $6.53 \text{ N} \cdot \text{m}$ en extension [Ciriello 2001]).

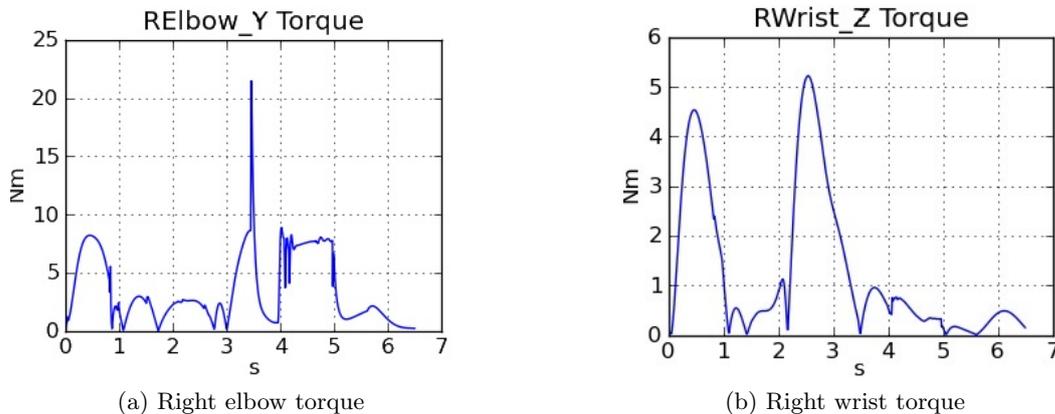


FIGURE 5.21: Les couples obtenues en simulations

5.3 Tâche d'insertion du point de vue de l'apprentissage

Dans cette section, nous analysons les résultats de la tâche d'insertion réalisée à l'Imperial College de Londres pour évaluer comment l'humain la réalise et dans quelle mesure la force, le temps et l'activité musculaire évoluent au cours des répétitions de la tâche. Cette expérimentation était exploratoire et avait pour but de

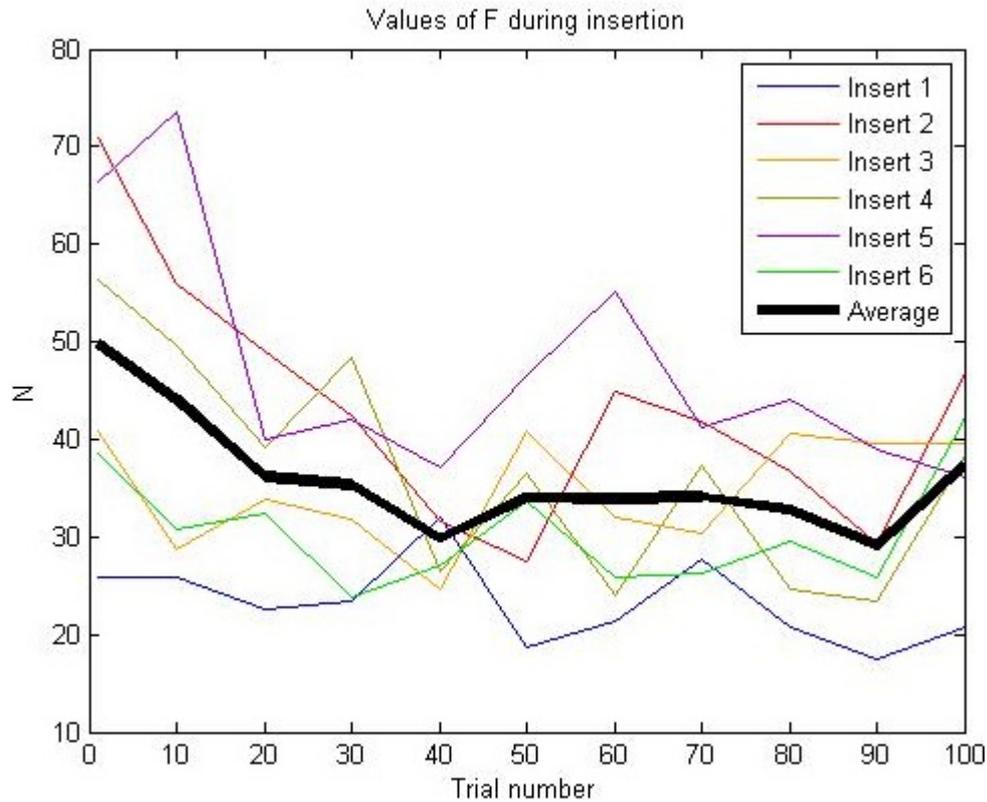


FIGURE 5.22: Évolution de la force d'insertion selon l'usure du support d'insert

mettre en évidence un phénomène d'apprentissage.

5.3.1 Force d'insertion

5.3.1.1 Caractérisation de l'usure du couple porte-insert/insert lors d'insertions répétées

La figure 5.22 présente l'évolution des valeurs du pic de la force d'insertion au cours des répétitions de la tâche pour six couples d'insert/porte-insert (cf. figure 5.22). Globalement, on constate une diminution du pic de la force, manifestement liée à l'usure progressive du support. En moyenne, on observe que l'effet de l'usure d'insertions-extractions support est qualitativement stabilisé autour de la 30ème itération.

5.3.1.2 Modèle d'apprentissage de la force d'insertion

La figure 5.23 présente, pour chaque sujet et chaque itération de la tâche d'insertion, les valeurs des pics de la force d'insertion selon l'axe d'insertion y (cf. figure

2.8).

Nous constatons globalement une diminution de la force maximale d'insertion au cours des répétitions de la tâche. Nous cherchons à approcher ces données de force d'insertion par une fonction du nombre d'itérations en exponentielle avec deux paramètres libres :

$$F(k) = A(1 - e^{-(k/\tau_1)}) + C \quad (5.10)$$

A correspond au gain de l'exponentielle, τ_1 correspond à la constante de temps, C est la force au premier essai et k l'itération. Les courbes sont ajustées selon la méthode des moindres carrés.

La figure 5.23 présente les valeurs des pics de la force d'insertion selon l'axe y (l'axe d'insertion) et de la force résultante (indiquée sous forme de signe "plus" de couleur rouge) suivante :

$$F(k) = \sqrt{\max(Fx_{ins})^2 + \max(Fy_{ins})^2} \quad (5.11)$$

où $\max(Fx_{ins})$ est la valeur du pic de la force d'insertion selon l'axe x et $\max(Fy_{ins})$ est celle selon l'axe y pendant la phase d'insertion.

Les valeurs des pics de force selon l'axe x (l'axe latéral d'insertion) se déduisent d'après l'équation 5.11. Elles sont toujours très inférieures aux pics de force selon l'axe y (cf. figure 5.23).

Nous notons que la force maximale d'insertion est globalement décroissante. Nous faisons l'hypothèse que, au cours de l'essai, les sujets ont tendance à diminuer la force d'insertion et apprennent une force d'insertion optimale. Pour certains sujets, l'apprentissage semble être atteint pendant l'essai. En particulier, pour les sujets 1, 2, 3 et 6, nous observons que la force maximale d'insertion converge vers une valeur finale entre la 50ème et la 80ème itération (pour mémoire, on rappelle que l'effet de l'usure du support décrit dans la section 5.3.1.1 est stabilisé autour de la 25ème itération, donc avant ce palier). Pour les sujets 4 et 5, après 150 itérations, la force continue de décroître. Ces sujets sont probablement encore en phase d'apprentissage à la fin de l'essai, et convergeraient vers une valeur de force d'insertion au delà de 150 itérations.

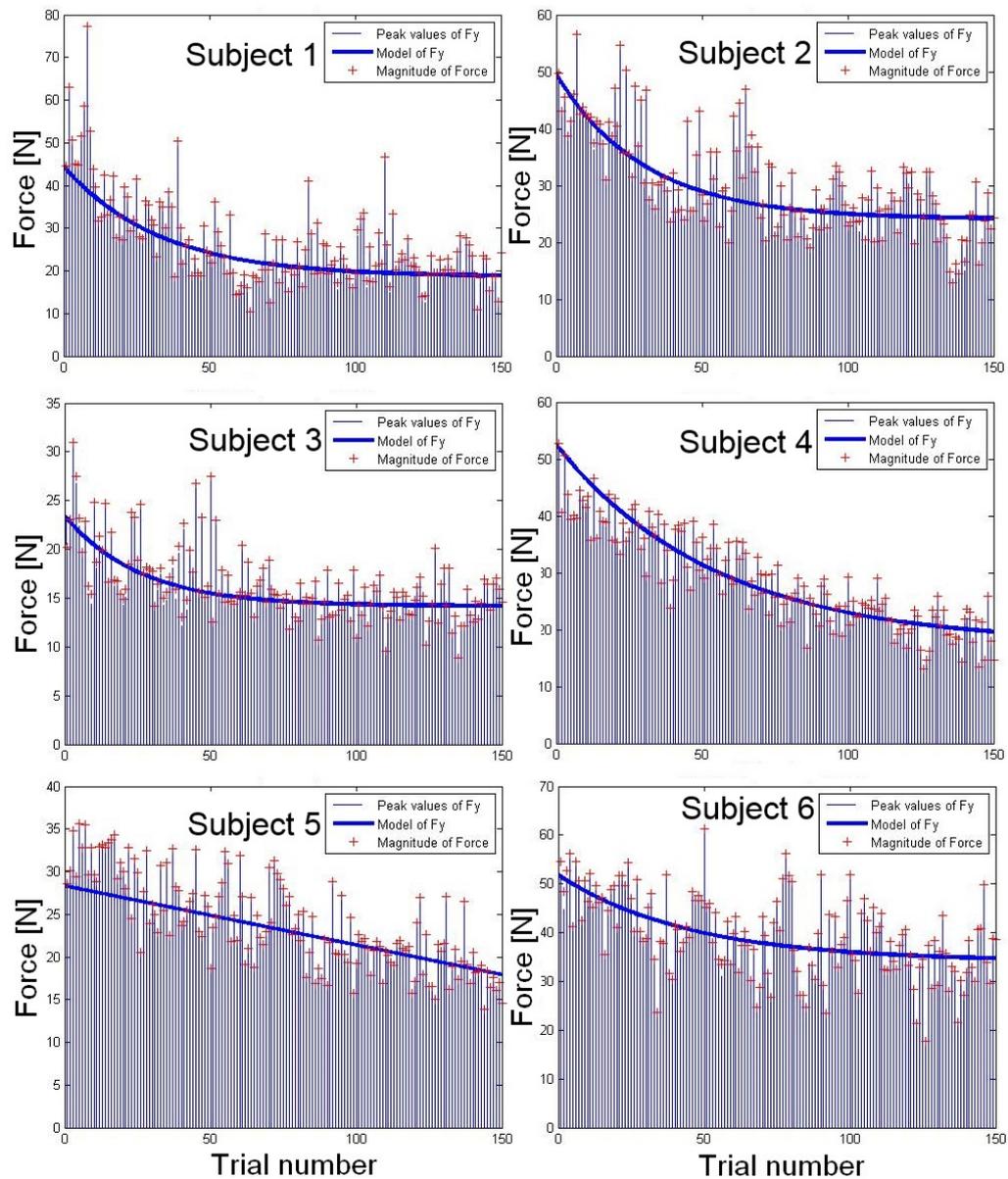


FIGURE 5.23: Pour les six sujets, valeurs du pic de la force d'insertion selon l'axe y (barres bleues fines), modèles à double exponentielle associés (courbes bleues épaisses), modules de la force globale d'insertion (signe + de couleur rouge)

5.3.2 Modèle d'apprentissage de l'activité musculaire

Nous notons que l'activité musculaire pendant la phase d'insertion est une fonction décroissante. Les figures 5.24, 5.25, 5.26, 5.27, 5.28 et 5.29 présentent les résultats pour les six sujets.

Nous faisons l'hypothèse que les sujets ont tendance à diminuer leur activité musculaire au cours de l'expérimentation. Pour visualiser cette évolution et pouvoir démontrer un phénomène d'apprentissage, on cherche à approcher ces données par une fonction exponentielle avec deux paramètres libres similaire à l'équation 5.10, avec C l'activité musculaire au premier essai.

Pour le sujet 1 (cf. figure 5.24), l'activité musculaire converge vers une valeur finale après la 70ème itération pour tous les muscles (pour mémoire, on rappelle que l'effet de l'usure du support décrit dans la section 5.3.1.1 est stabilisé autour de la 25ème itération, donc avant ce palier).

Pour les sujets 2 et 5 (cf. figures 5.25 et 5.28), on observe une activité musculaire décroissante pour tous les muscles.

Pour le sujet 3 (cf. figure 5.26), on observe que tous les muscles diminuent leur activité au cours des itérations. Nous notons que le deltoïde postérieur et le muscle extenseur radial du carpe convergent vers une valeur finale très rapidement (autour de la 20ème itération).

Pour ce qui est du sujet 4 (cf. figure 5.27), nous pouvons faire les mêmes considérations que pour le sujet 3. Cette fois, c'est le biceps qui converge vers une valeur finale très rapidement (autour de la 20ème itération).

Pour le sujet 6 (cf. figure 5.29), l'activité musculaire converge vers une valeur finale vers la 30ème itération (itération pour l'effet de l'usure du support est stabilisé). Nous pouvons penser que l'activité musculaire de ce sujet a été immédiatement adaptée et qu'elle a simplement accompagné l'usure du porte-insert.

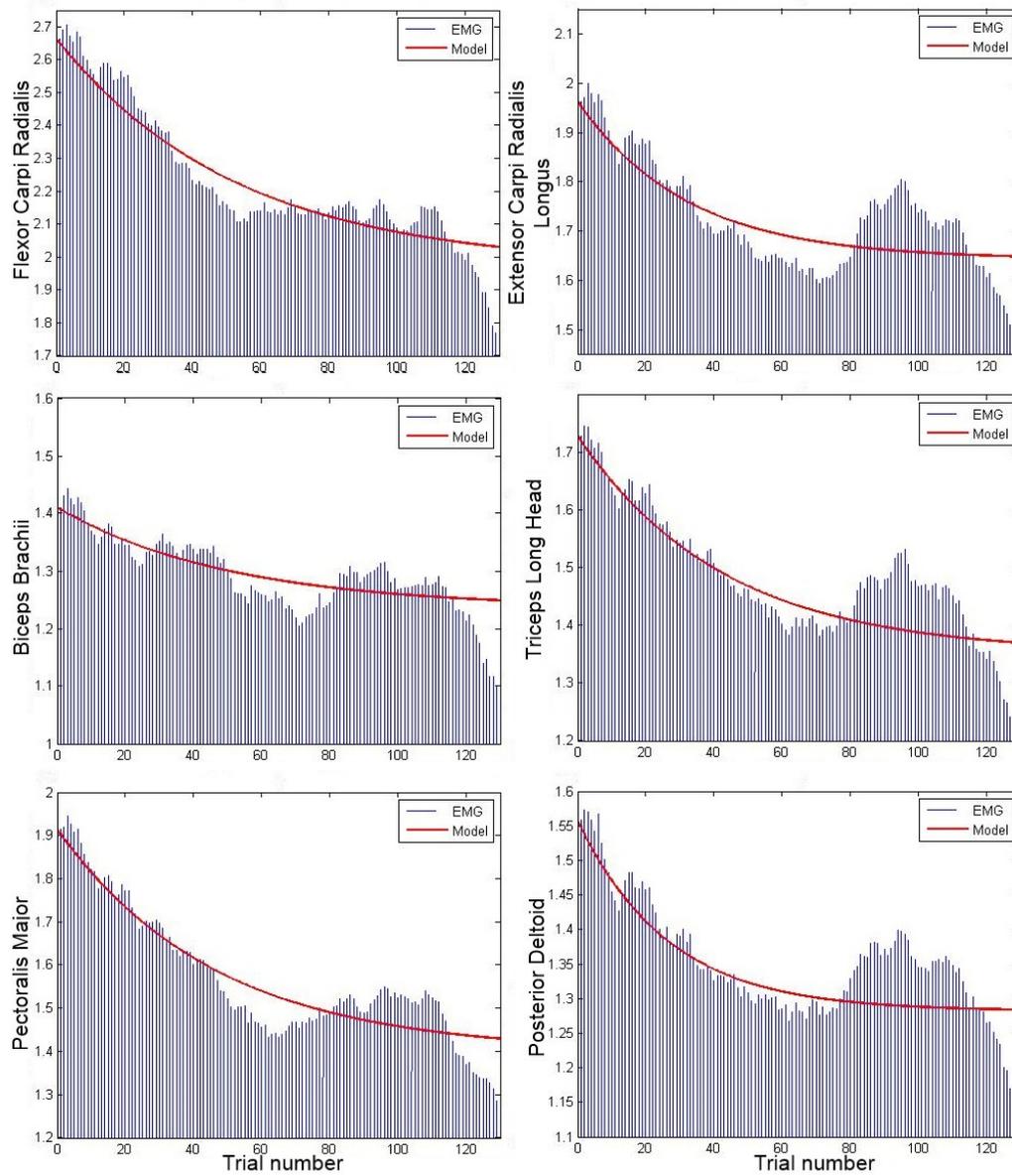


FIGURE 5.24: Pour le sujet 1, les six EMG pendant la phase d'insertion (bleu) et le modèle double exponentielle (rouge)

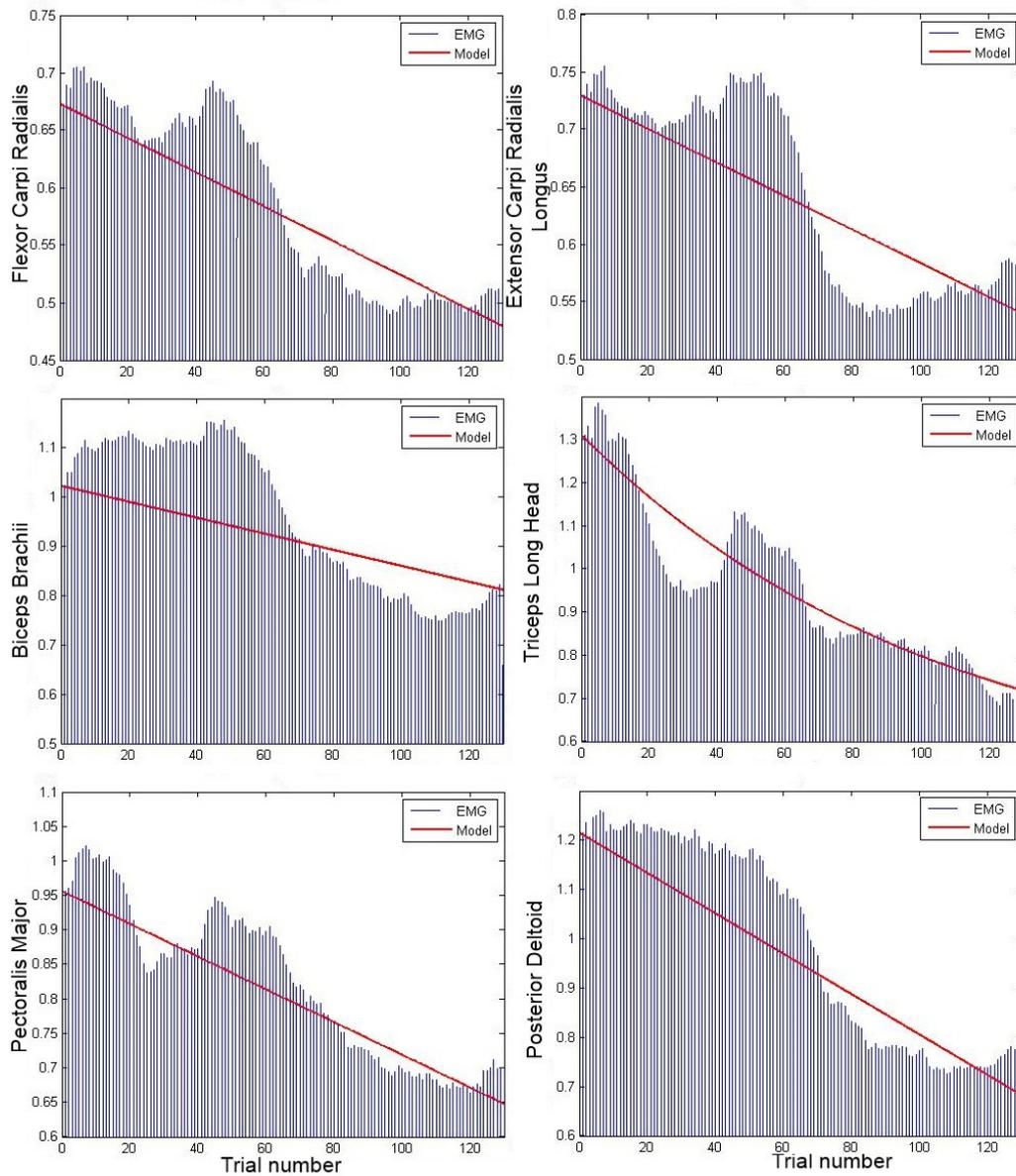


FIGURE 5.25: Pour le sujet 2, les six EMG pendant la phase d'insertion (bleu) et le modèle double exponentielle (rouge)

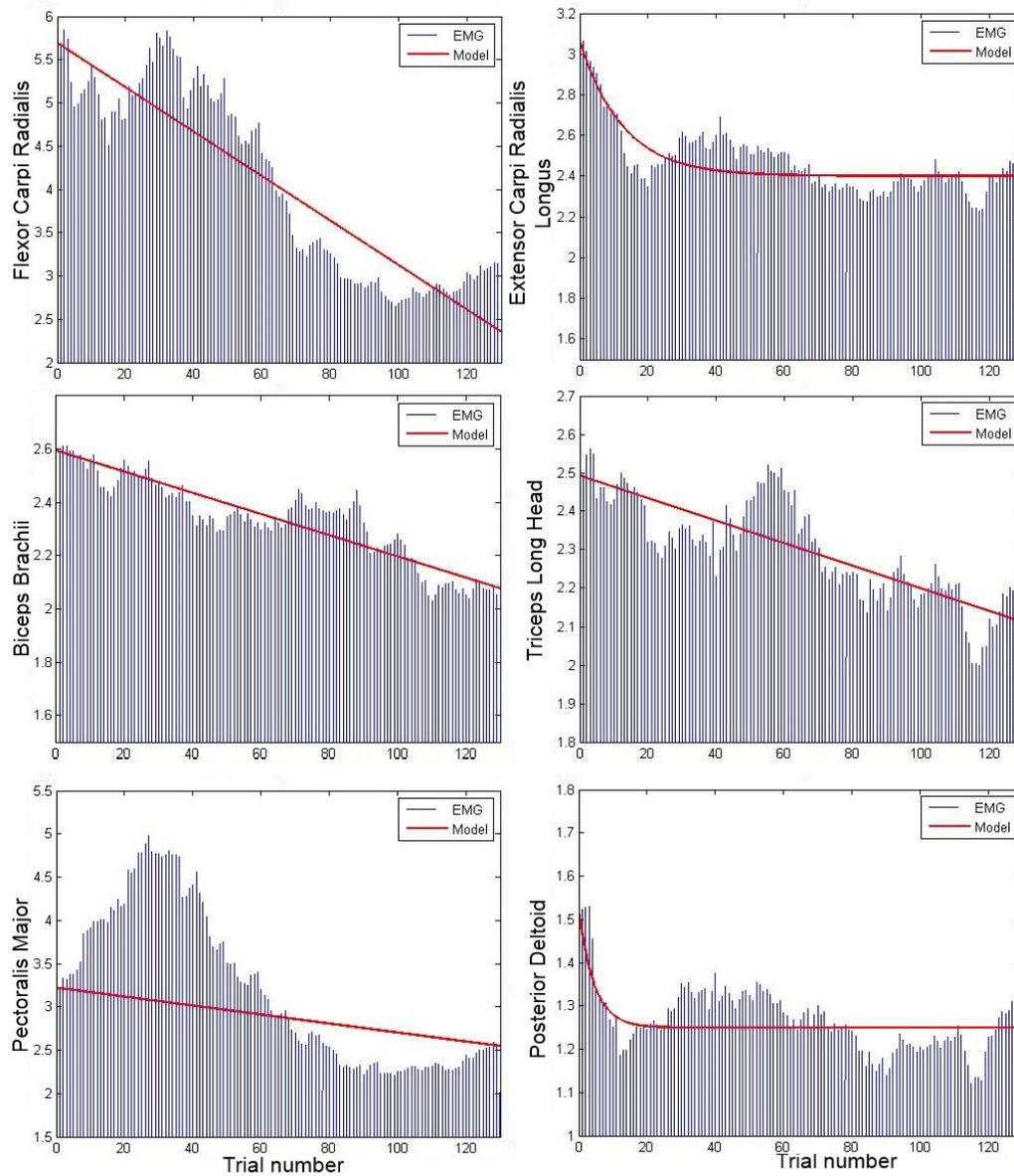


FIGURE 5.26: Pour le sujet 3, les six EMG pendant la phase d'insertion (bleu) et le modèle double exponentielle (rouge)

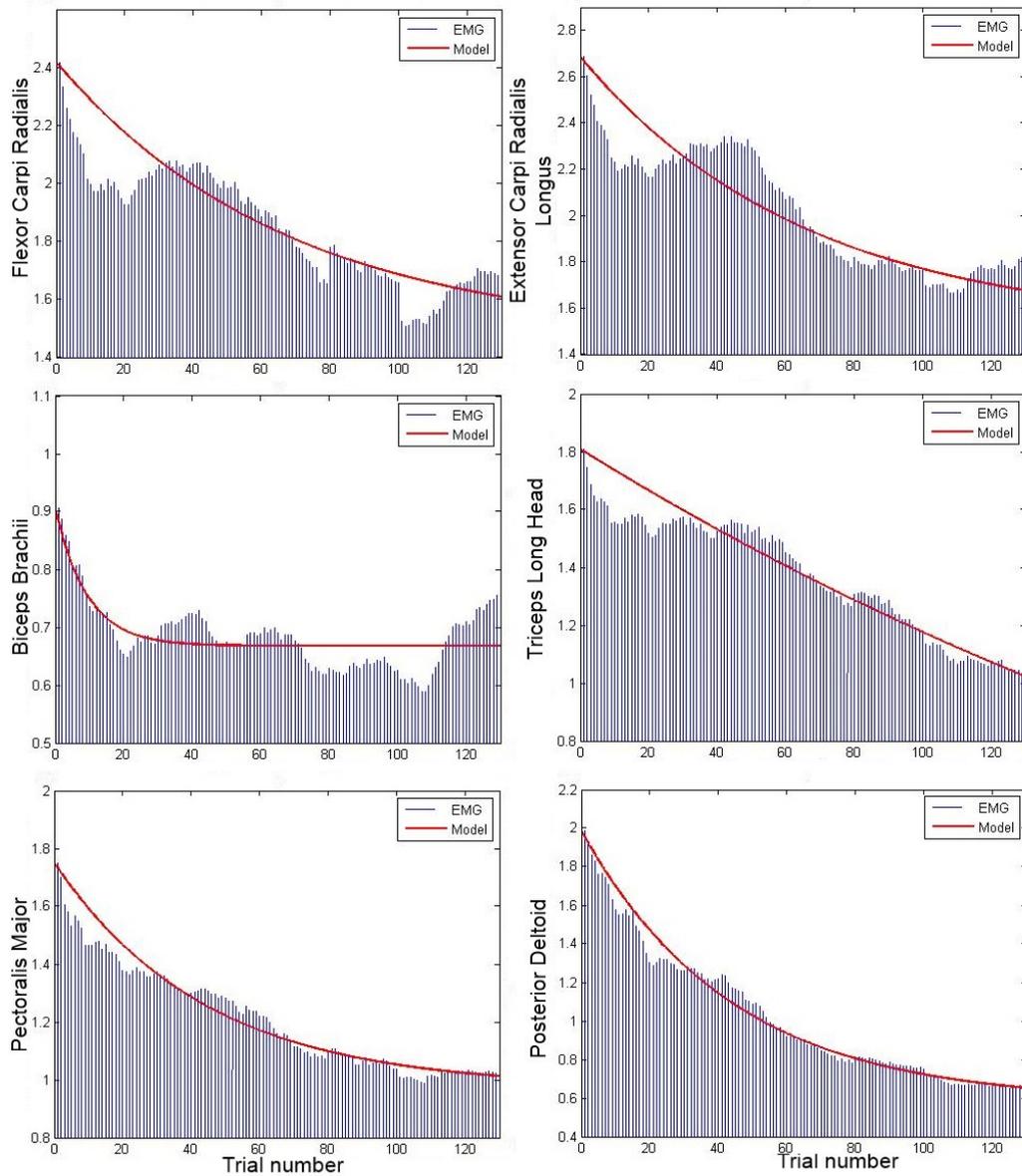


FIGURE 5.27: Pour le sujet 4, les six EMG pendant la phase d'insertion (bleu) et le modèle double exponentielle (rouge)

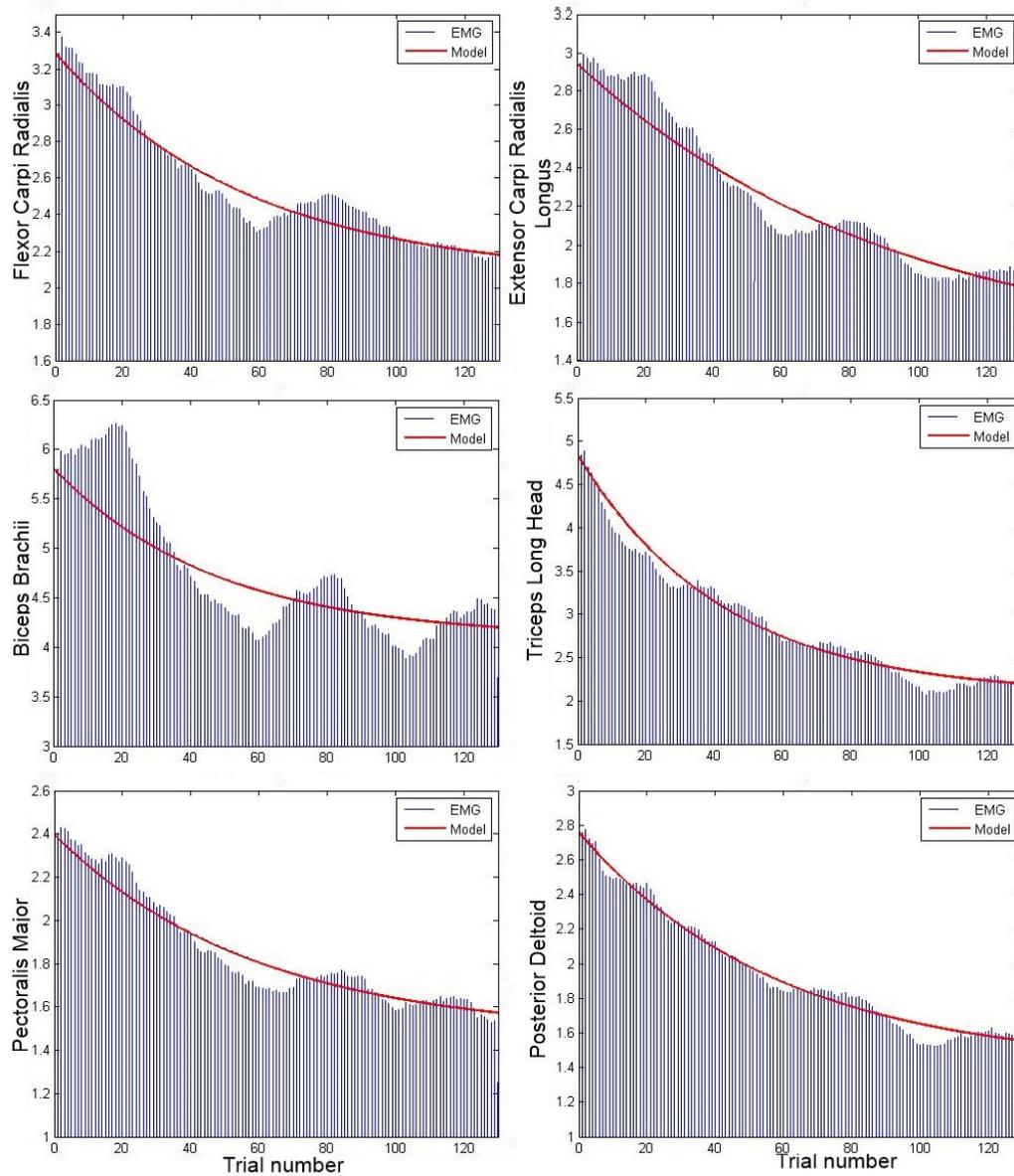


FIGURE 5.28: Pour le sujet 5, les six EMG pendant la phase d'insertion (bleu) et le modèle double exponentielle (rouge)

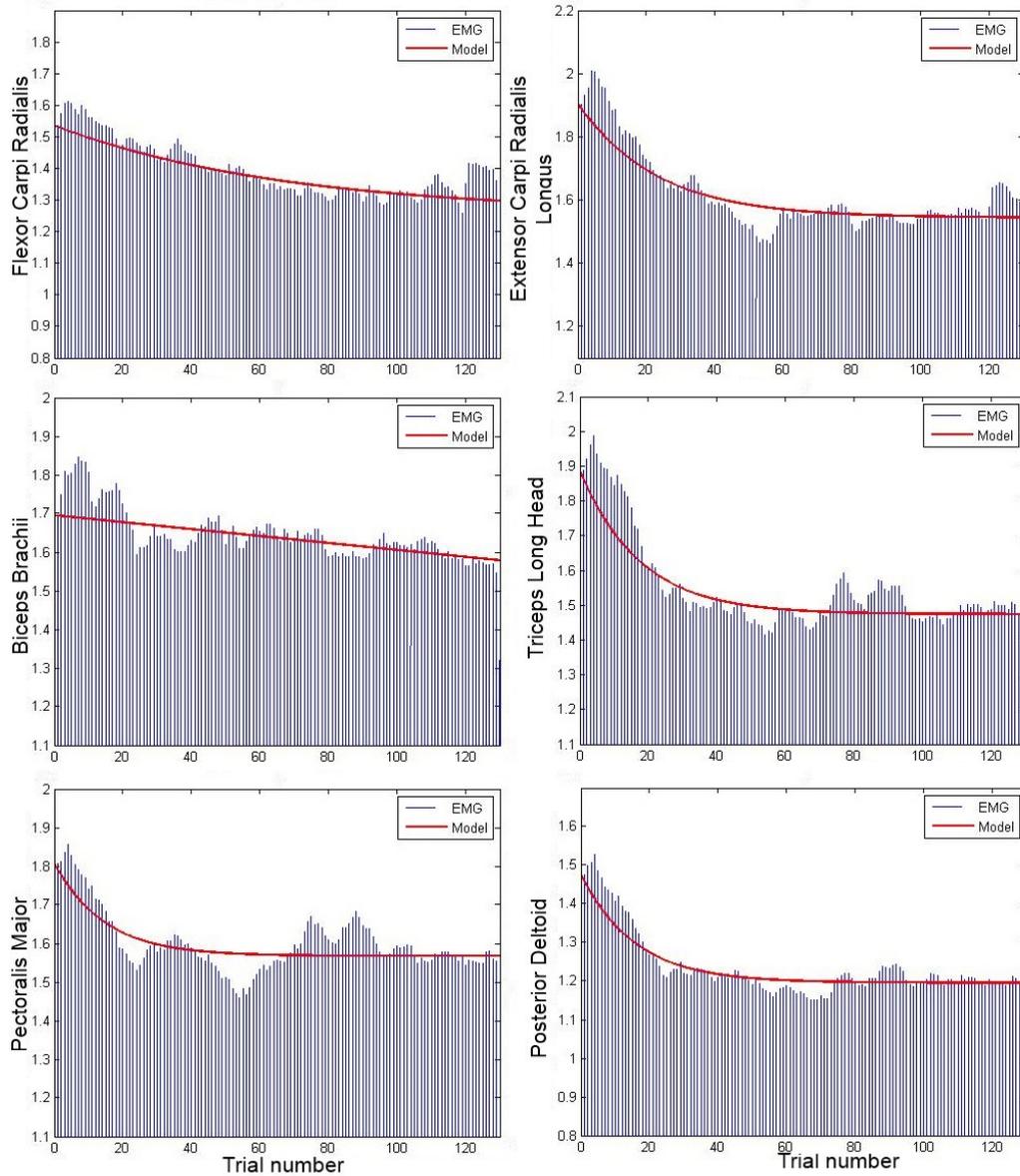


FIGURE 5.29: Pour le sujet 6, les six EMG pendant la phase d'insertion (bleu) et le modèle double exponentielle (rouge)

5.3.3 Apprentissage : durée de la phase d'approche

Dans cette section, nous analysons l'apprentissage de la durée de la phase d'approche. Nous ne prenons en compte que les itérations pour lesquelles le sujet réussit l'insertion à la première tentative : si l'insertion échoue et nécessite une reprise de tout ou partie de l'approche, elle est ignorée. Dans le cas des forces et EMG, nous n'avons pas exclu ces situations car nous avons fait l'hypothèse que l'incident d'approche ne modifie pas le comportement d'insertion.

Dans le tableau 5.8, nous représentons le pourcentage de ces essais non retenus.

Sujet	Pourcentage
1	17 %
2	9 %
3	3 %
4	8 %
5	2 %
6	1 %
Moyenne \pm déviation standard = (7 \pm 6) %	

TABLE 5.8: Pourcentage des essais ignorés

Pour visualiser l'évolution au cours des essais et pouvoir démontrer l'apprentissage du temps pendant la phase d'approche, on cherche à approcher ces données par une fonction exponentielle avec deux paramètres libres similaire à l'équation 5.10, avec C le temps au premier essai.

Nous notons que la durée de la phase d'approche est une fonction décroissante (cf. figure 5.30). Pour les sujets 1, 2, 4 et 6, la durée de la phase d'approche semble atteindre un palier entre la 10ème et la 20ème itération. L'apprentissage de la durée de la phase d'approche se fait donc plus rapidement que celui de la force d'insertion (pour mémoire, ces mêmes sujets ont appris la force entre la 50ème et la 80ème itération).

Pour le sujet 3, la durée de la phase d'approche semble atteindre un palier après la 80ème itération (cf. figure 5.23).

Pour ce qui est du sujet 5, on observe une durée de la phase d'approche plus ou moins constante. Ce sujet pourrait avoir adopté sa durée d'approche optimale dès le début de l'essai. Pour autant, il est toujours en phase d'apprentissage de la force d'insertion à la fin de l'essai (cf. figure 5.23).

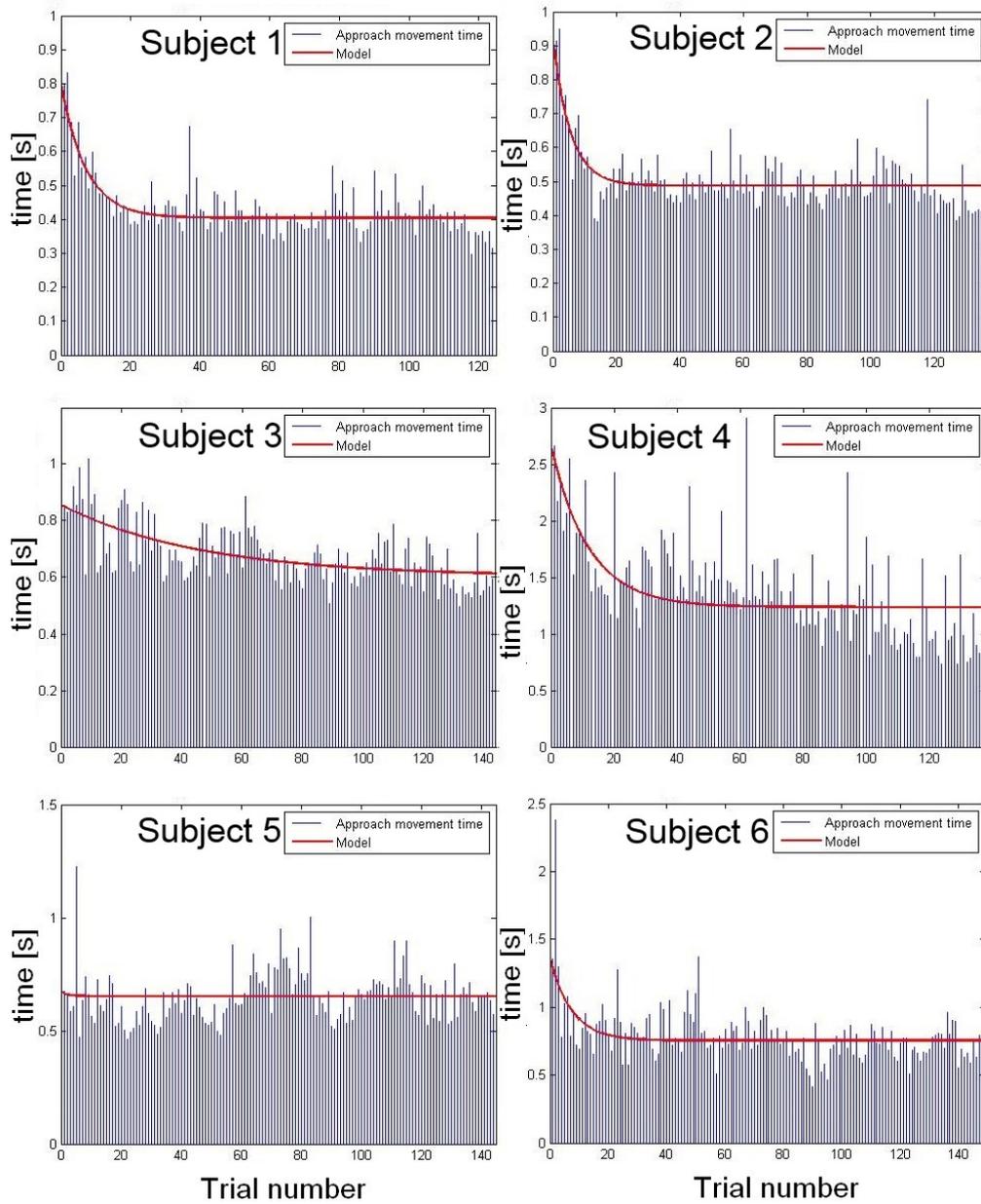


FIGURE 5.30: Pour les six sujets, durée de la phase d'approche (barres bleues) et modèle polynomial ajusté aux données (rouge)

5.3.4 Discussion

Dans cette section, nous avons analysé les résultats de la tâche d'insertion réalisée à l'Imperial College de Londres pour évaluer comment l'humain la réalise et dans quelle mesure la force, le temps et l'activité musculaire évoluent au cours des répétitions de la tâche. Ces mesures exploratoires nécessitent d'être confirmées par un échantillon plus important, mais elles ont bien mis en évidence un phénomène d'apprentissage de la force d'insertion et une tendance à réduire l'activité musculaire. Ce comportement conforte les hypothèses retenues pour le développement de notre contrôleur adaptatif, et les résultats décrits dans les paragraphes précédents sont en cohérence avec les simulations (cf. section 5.1).

Nous avons également noté un apprentissage de la durée de la phase d'approche. Ce phénomène pourrait être intégré dans le contrôleur développé dans la section 4.4.

Conclusion et perspectives

Sommaire

6.1 Conclusion	121
6.2 Perspectives sur la tâche de pose d'insert	122
6.2.1 Prise en compte de la préhension	122
6.2.2 Prise en compte de la variabilité gestuelle	124
6.3 Perspectives sur l'utilisation du MN dans des tâches plus complexes	124
6.3.1 Combinaisons de tâches	124
6.3.2 Approche générique de la manipulation d'objets	125
6.4 Perspectives : intégration de modèles musculaires	126

6.1 Conclusion

Ces travaux de thèse étaient centrés sur l'évaluation, dès les premières phases de conception d'un futur poste de travail, des facteurs de risques biomécaniques associés.

Pour réaliser cette évaluation, nous avons développé un MN dynamique capable de simuler un comportement *autonome* et *réaliste* tant du point de vue du mouvement global (postures, trajectoires) que du point de vue des données quantifiées qui le définissent (positions, vitesses, accélérations, efforts, etc.). Ce travail s'appuie sur différents travaux de recherche dans les domaines de la robotique et de l'analyse du contrôle moteur humain.

Pour donner un tel comportement à notre MN, nous avons développé un contrôleur multi-objectif permettant de gérer plusieurs objectifs simultanément (équilibre, contacts non glissants, manipulation des objets) en *temps réel* basé sur l'association des comportements **feedforward** et **feedback**, afin de reproduire les caractéristiques du contrôle moteur humain, et de pouvoir ainsi prendre en compte des perturbations.

Nous avons ensuite implémenté dans cette thèse un **planificateur de mouvement** basé sur la méthode du *minimum-jerk avec points intermédiaires*. Nous utilisons cette méthode pour obtenir les trajectoires réalistes du MN. Notre planificateur est basé sur le travail de Todorov [Todorov 1998].

Le réalisme du comportement et des descripteurs d'état du mannequin ont été évalués en comparant les simulations à des données biomécaniques issues d'observations expérimentales conduites sur des opérateurs humains. Cette expérimentation est une tâche expérimentale de pose d'inserts adaptée et mise en œuvre à l'INRS. Il a été demandé à onze sujets de poser de deux façons différentes (à main nue et à l'aide d'un outil) dix inserts sur des supports placés devant eux.

Nous avons ensuite simulé cette tâche en paramétrant notre modèle de mannequin selon la taille et le poids des onze sujets. Les trajectoires et les vitesses obtenues en simulation, ainsi que le calcul de l'évaluateur biomécanique OCRA (permettant d'apprécier le risque de troubles musculo-squelettique lors de manutention répétitive), sont proches des résultats mesurés lors des essais.

Nous avons ensuite étudié, en collaboration avec une équipe de l'Imperial College de Londres, une tâche d'insertion pour observer comment l'humain la réalise, et dans quelle mesure la force appliquée par l'opérateur évolue lors de multiples répétitions de la tâche d'insertion.

Pour gagner en généralité (ne plus devoir recourir à une consigne de force issue d'une mesure expérimentale) et se rapprocher des comportements humains identifiés dans l'état de l'art ainsi que dans l'étude conduite à l'Imperial College, nous avons développé un contrôleur multi-objectifs basé sur un modèle d'**apprentissage humain** qui permet d'apprendre de nouvelles tâches dynamiques à travers la minimisation des instabilités, de l'erreur de trajectoires et de la force (apprentissage de l'impédance, de la force et de la trajectoire). Un tel contrôle s'est avéré adapté à la simulation de tâches d'insertion dans des situations d'instabilité. Une autre propriété intéressante de notre contrôleur est qu'il est mis en œuvre dans l'espace cartésien avec apprentissage de la raideur, de l'amortissement et du couple d'anticipation dans l'espace de l'actionnement, dans un cadre de contrôle de MN multi-objectifs.

6.2 Perspectives sur la tâche de pose d'insert

6.2.1 Prise en compte de la préhension

La gestion des degrés de liberté de l'objet dans la main nous a posé quelques difficultés lors des premières simulations de l'activité de pose d'insert avec outil :

- nous ne disposons pas de moyens de mesure pour déterminer finement la

position de l'outil dans la main au cours de l'activité (cela aurait nécessité de nombreux marqueurs complémentaires sur les doigts et sur l'outil, entraînant une gêne du sujet et présentant un fort risque d'occultation des marqueurs);

- négliger ces degrés de liberté terminaux pouvait conduire à des postures improbables du coude et de l'épaule du mannequin.

Pour les simulations, nous avons donc fait le choix de spécifier explicitement le type de prise (palmaire, pince, prise à pleine main, cf. figure 6.1) et l'orientation de l'objet dans la main de l'opérateur, d'après l'orientation finale.

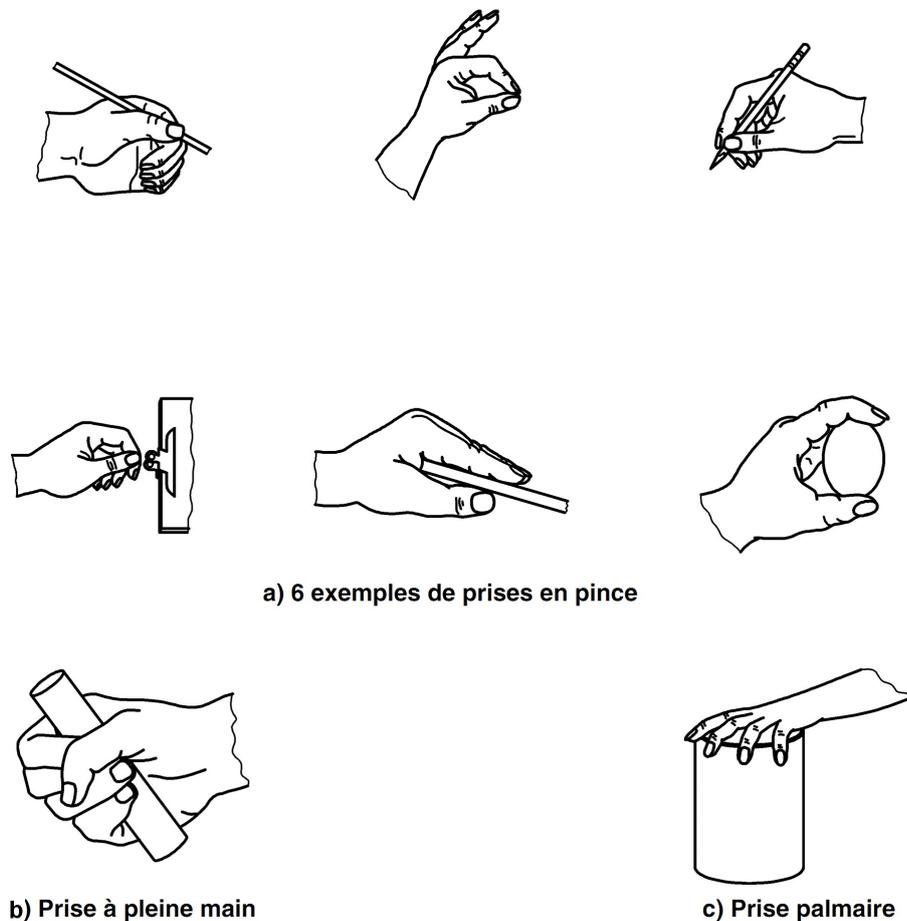


FIGURE 6.1: Différents types de prises avec la main (image tirée de [AFNOR 2007a])

De fait, pour redonner au mannequin la généricité souhaitée, il faut pouvoir introduire dans notre modèle cinématique les fonctions de préhension. Pour ne pas alourdir le modèle cinématique (20 segments et 28 degrés de liberté supplémentaires par main [Miyata 2005]), nous proposons de rajouter au niveau du poignet un effecteur terminal dont les caractéristiques (nombre d'articulations, types et butées)

seraient adaptées aux DDL observables selon le type de prise [Miller 2003] (par exemple, la prise en pince compterait plus de DDL qu'une prise de force).

6.2.2 Prise en compte de la variabilité gestuelle

Comme indiqué dans la section 1.1, la variabilité des mouvements humains est une caractéristique importante pour l'évaluation de risques biomécaniques. Les données expérimentales enregistrées lors des campagnes de mesures précédemment décrites confirment la présence de cette variabilité motrice aux niveaux intra- et inter-individuel, et leur analyse dépassait le cadre de cette thèse.

Or la variabilité motrice pourrait jouer un rôle pour l'adaptation des mouvements humains aux contraintes de la tâche [Latash 2012] et/ou pour se préserver des effets de la fatigue [Côté 2002] et donc du risque de survenue de TMS.

Il serait donc utile de pouvoir modéliser cette variabilité. Ce travail a été initié dans la littérature au niveau du contrôle moteur pour des mouvements simples (par exemple [Morishige 2006, Todorov 2002b]), mais quasiment pas au niveau des paramètres applicables en conception d'une situation de travail (anthropométrie du sujet, âge du sujet, cadence de travail, etc.). Il serait donc intéressant de développer des modèles et algorithmes permettant de simuler et d'évaluer l'ergonomie non seulement pour un mouvement prescrit, mais également pour l'ensemble des mouvements « plausibles » autour de ce mouvement de référence, compte tenu d'une variabilité motrice simulée représentative du comportement humain.

6.3 Perspectives sur l'utilisation du MN dans des tâches plus complexes

6.3.1 Combinaisons de tâches

Dans la littérature, on peut distinguer trois différentes approches pour la génération de mouvements des MN :

1. **tâche sans déplacement** : comme pour le contrôleur développé dans cette thèse, les mouvements sont réalisés sans changement des appuis nécessaires au maintien de l'équilibre [Abe 2007, Colette 2007, Salini 2011, Wu 2010, Liu 2011]. Les architectures de commandes multi-objectifs sont à un pas (pas de prédiction) relativement proches (en accélération, en effort, en impédance, ...), avec des méthodologies de réglage de type robotique. Le compromis entre différents objectifs est résolu par différentes méthodes de type projection, passivité ou pondérations heuristiques [Colette 2007, Khatib 2008, Salini 2011, Liu 2011];

2. **locomotion** : dans cette catégorie, on peut notamment citer :

- les approches heuristiques [Van-Oort 2005, Coros 2010, Tsai 2010];
- les approches automatiques [Ames 2007, Chevallereau 2009, Diedam 2008, Hyon 2005, Kajita 2003, Spong 2005];
- les autres approches que l'on pourrait qualifier d'automatiques sur le principe et d'heuristiques pour leur mise en œuvre [Mordatch 2010].

Parmi ces trois approches, les plus efficaces et robustes sont basées sur des modèles simplifiés (de type pendule inversé), sur une prédiction à un ou plusieurs pas [Rebula 2011] ou sur une fenêtre temporelle plus longue que la durée d'un pas [Diedam 2008].

3. **mixte** : les travaux récents concernant les techniques de découplage entre la locomotion et la réalisation de tâche sans déplacement [Ibanez 2012].

Pour réaliser des tâches plus complexes, telles que la manipulation pendant la marche, nous aurons besoin d'implémenter un contrôleur de type **mixte**.

6.3.2 Approche générique de la manipulation d'objets

Pour effectuer une tâche de manipulation complexe, le MN doit gérer les problèmes suivants :

1. déterminer l'endroit où placer les pieds afin d'atteindre et de manipuler les objets ;
 2. gérer les transitions entre les différentes tâches ;
 3. identifier les trajectoires à utiliser pour le mouvement d'approche des mains vers l'objet ;
 4. déterminer le type de prise à adopter pour saisir l'objet ;
 5. calculer la position dans l'espace où saisir l'objet ;
 6. calculer la force à appliquer sur l'objet ;
 7. calculer les couples articulaires lors de la manipulation.
- Le **problème 1** peut être traité par une *méthode d'optimisation de posture* [Liu 2012].
 - Le **problème 2** concerne l'amélioration de l'algorithme de *transition entre les différentes tâches*. Deux orientations possibles ont été identifiées dans la littérature :

- *amélioration du diagramme de transition* pour déterminer des transitions de tâches plus complexes. Dans nos travaux, nous avons utilisé une machine à états finis permettant des transitions séquentielles entre différents contrôleurs de base (par exemple régulateur de marche puis contrôleur de tâches de manipulation). Des modules devront être intégrés afin d'améliorer ces transitions : *diagramme de transition dynamique* [Faloutsos 2001], moteur de décision basé sur l'utilisation de la logique floue [Salini 2012] par exemple.
- *régulation de contrôleurs de tâche* pour éviter les changements brusques de couples articulaires ou des discontinuités dans les mouvements [Lee 2011, Salini 2011].
- Les **problèmes 3** et **5** sont préprogrammés dans le cadre de cette thèse et on utilise des points intermédiaires pour l'évitement d'obstacles dans le poste de travail. Pour le calcul automatique de ces points intermédiaires, il faudra prévoir l'intégration d'algorithmes de planification de trajectoires (*path-planning*) [Escande 2008, Toussaint 2007, Lamarche 2009], d'*évitement de collisions* et d'*auto-collisions* [Stasse 2008] pour une meilleure généralité.
- Le **problème 4** est préprogrammé dans le cas de cette thèse. Une solution possible pour résoudre ce problème de manière plus générique est présentée dans la section 6.2.1.
- Pour le **problème 6**, nous pouvons utiliser la force d'interaction « apprise » à l'aide du contrôleur développé dans cette thèse.
- Le **problème 7** est traité par notre contrôleur multi-objectifs.

6.4 Perspectives : intégration de modèles musculaires

Certains modèles musculaires ont été développés pour simuler différentes actions : la marche humaine [Yamaguchi 1990, Anderson 2001b, Neptune 2001, Jonkers 2003, Thelen 2006], faire du vélo [Thelen 2003, Neptune 1999, Raasch 1999], courir [Thelen 2005, Sasaki 2006], sauter [Pandy 1990, Pandy 1992, Anderson 1999], bouger les bras [Yamaguchi 1995, Lemay 1996] ou encore monter un escalier [Piazza 2001]. Des représentations élaborées de musculature sont habituellement présentées dans ces modèles [Pandy 2001] (les chemins musculaires, les actionnements musculo-tendineux, le couplage excitation-contraction, etc.).

Il est important de noter que le système musculo-squelettique humain est caractérisé par un nombre de muscles encore plus important que le nombre de degrés de liberté articulaires. Ceci se traduit par une sensible complexification du mouvement et une augmentation importante de la charge de calcul. À ma connaissance,

ces modèles n'ont pas permis à ce jour de simuler en temps-réel les mouvements de systèmes à grand nombre de degrés de liberté [Neptune 2001, Higginson 2006, Anderson 2001a, Thelen 2005, Seth 2007, Thelen 2006].

Position des marqueurs

Degrés de Liberté étudiés	Segments corporels	Position des marqueurs
Flexion/Extension de la tête	Colonne thoracique	Processus épineux de T12 et processus épineux de C7
	Colonne cervicale	Processus épineux de C7 et vertex
Flexion/Extension et Abduction/Adduction de l'épaule	Clavicule	Manubrium sternal, 3 cm en dessous de l'acromion face antérieure, 3 cm en dessous de l'acromion face postérieure
	Humérus	tête humérale, épicondyle médial et épicondyle latéral
Flexion/Extension du coude	Humérus	tête humérale, épicondyle médial et épicondyle latéral
	Radius	épicondyle latéral et processus styloïde du radius
Prono/Supination du poignet	Radius	épicondyle latéral et processus styloïde du radius
	Ulna	épicondyle médial et processus styloïde de l'ulna
Flexion/Extension et Abduction/Adduction du poignet	Radius	épicondyle latéral et processus styloïde du radius
	Carpe	processus styloïde du radius, processus styloïde de l'ulna et tête du 3ème métacarpien

TABLE A.1: Degrés de liberté étudiés et positionnement des marqueurs sur les segments corporels [Wu 2005, Pradon 2003]

Minjerk

B.1 Invariance par rapport aux rotations et les translations

En utilisant l'équation 4.4, nous pouvons écrire l'expression à l'intérieur de l'intégrale comme :

$$\begin{aligned} P &= \left\| \frac{d^3}{dt^3} \mathbf{r}(s) \right\|^2 = \left\| \frac{d^2}{dt^2} \mathbf{r}'(s) \dot{s} \right\|^2 = \left\| \frac{d}{dt} (\mathbf{r}''(s) \dot{s}^2 + \mathbf{r}'(s) \ddot{s}) \right\|^2 \\ &= \left\| \mathbf{r}'''(s) \dot{s}^3 + 3\mathbf{r}''(s) \dot{s} \ddot{s} + \mathbf{r}'(s) \ddot{\dot{s}} \right\|^2 \end{aligned} \quad (\text{B.1})$$

Pour expliciter l'invariance du problème de minimisation de l'équation B.1 par rapport aux rotations et translations, nous pouvons définir une courbe unique 3D [Prakash 1981] à partir de sa courbure $R(s)$ et de sa torsion $\eta(s)$.

Le chemin \mathbf{r} satisfait les formules de Frenet :

$$\mathbf{t} = R\mathbf{n} \quad \mathbf{n}' = \eta\mathbf{b} - R\mathbf{t} \quad \mathbf{b}' = -\eta\mathbf{n} \quad (\text{B.2})$$

De la géométrie, nous savons que :

$$\mathbf{r}' = \mathbf{t} \quad \mathbf{r}'' = R\mathbf{n} \quad \mathbf{r}''' = R'\mathbf{n} + R(\eta\mathbf{b} - R\mathbf{t}) \quad (\text{B.3})$$

Nous remplaçons l'équation B.3 dans l'équation B.1 et on obtient :

$$P = \left\| \mathbf{n}(R' \dot{s}^3 + 3R \dot{s} \ddot{s}) + \mathbf{t}(\ddot{\dot{s}} - R^2 \dot{s}^3) + \mathbf{b}(\dot{s}^3 R \eta) \right\|^2 \quad (\text{B.4})$$

\mathbf{n} , \mathbf{t} et \mathbf{b} sont orthogonaux et donc nous obtenons donc :

$$P = (R' \dot{s}^3 + 3R \dot{s} \ddot{s})^2 + (\ddot{\dot{s}} - R^2 \dot{s}^3)^2 + (\dot{s}^3 R \eta)^2 \quad (\text{B.5})$$

B.2 Relation à la loi de puissance 2/3

Nous voulons trouver la relation entre l'équation B.5 et la loi de puissance 2/3.

Pour obtenir cela, nous définissons une fonction :

$$Z_s = \dot{s}^3 R(s) \quad (\text{B.6})$$

Z_s correspond au terme qui multiplie la torsion η dans l'équation B.5.

On fait la dérivée par rapport au temps de l'équation B.6 et nous obtenons :

$$\begin{aligned} R'(s)\dot{s}^4 + 3\dot{s}^2\ddot{s}R(s) &= Z'_s\dot{s} \\ R'(s)\dot{s}^3 + 3\dot{s}\ddot{s}R(s) &= Z'_s \end{aligned} \quad (\text{B.7})$$

Le terme $R'(s)\dot{s}^3 + 3\dot{s}\ddot{s}R(s)$ correspond au terme qui multiplie \mathbf{n} dans l'équation B.4.

En remplaçant l'équation B.7 dans l'équation B.4, on obtient :

$$P = \|\mathbf{n}(Z'_s) + \mathbf{t}(\dot{\ddot{s}} - Z_s R) + \mathbf{b}(Z_s \eta)\|^2 = Z_s'^2 + (\dot{\ddot{s}} - Z_s R)^2 + Z_s^2 \eta^2 \quad (\text{B.8})$$

À partir de l'équation B.6, nous avons :

$$\dot{s}(t) = Z_s^{\frac{1}{3}} R^{-\frac{1}{3}} \quad (\text{B.9})$$

Dans la loi de puissance 2/3, nous avons $Z_s^{\frac{1}{3}} = \text{const}$ et $Z'_s = 0$. Il revient à définir le coefficient de \mathbf{n} du jerk instantané à zéro et le coefficient de \mathbf{b} proportionnelle au coefficient de \mathbf{t} . Pour démontrer cela, nous analysons la loi de puissance 2D :

$$(x'^2 + y'^2)^{1/2} = \text{const} \left(\frac{\sqrt{(x'y'' - y'x'')^2}}{(x'^2 + y'^2)^{3/2}} \right) \Rightarrow x'y'' - y'x'' = \text{const} \quad (\text{B.10})$$

Prenant les dérivés, on obtient :

$$\frac{x'}{y'} = \frac{x'''}{y'''}, \quad \mathbf{r}' = \mathbf{r}''' \quad (\text{B.11})$$

Le vecteur représentant le jerk est orthogonal à \mathbf{n} et aligné avec \mathbf{t} . Ainsi, la projection du jerk selon \mathbf{n} est nulle.

B.3 Construction du modèle de jerk

Un polynôme du cinquième degré peut être exprimé de la façon suivante :

$$\begin{aligned}
x(t) &= c_0 + c_1 t + c_2 t^2 + c_3 t^3 + c_4 t^4 + c_5 t^5 \\
\dot{x}(t) &= c_1 + 2c_2 t + 3c_3 t^2 + 4c_4 t^3 + 5c_5 t^4 \\
\ddot{x}(t) &= 2c_2 + 6c_3 t + 12c_4 t^2 + 20c_5 t^3 \\
\dddot{x}(t) &= 6c_3 + 24c_4 t + 60c_5 t^2
\end{aligned} \tag{B.12}$$

En imposant des conditions aux limites :

$$\begin{aligned}
x(t_i) &= x_i & x(t_{i+1}) &= x_{i+1} \\
\dot{x}(t_i) &= \dot{x}_i & \dot{x}(t_{i+1}) &= \dot{x}_{i+1} \\
\ddot{x}(t_i) &= \ddot{x}_i & \ddot{x}(t_{i+1}) &= \ddot{x}_{i+1}
\end{aligned} \tag{B.13}$$

on obtient :

$$\begin{aligned}
c_0 &= x_i \\
c_1 &= \dot{x}_i \\
c_2 &= \frac{1}{2} \ddot{x}_i \\
c_3 &= \frac{10(x_{i+1}-x_i) - (4\dot{x}_{i+1} + 6\dot{x}_i)D + (\frac{1}{2}\ddot{x}_{i+1} - \frac{3}{2}\ddot{x}_i)D^2}{D^3} \\
c_4 &= \frac{15(x_i - x_{i+1}) + (7\dot{x}_{i+1} + 8\dot{x}_i)D + (-\ddot{x}_{i+1} + \frac{3}{2}\ddot{x}_i)D^2}{D^4} \\
c_5 &= \frac{6(x_{i+1}-x_i) - 3(\dot{x}_{i+1} + \dot{x}_i)D - \frac{1}{2}(-\ddot{x}_{i+1} + \ddot{x}_i)D^2}{D^5}
\end{aligned} \tag{B.14}$$

avec $D = t_{i+1} - t_i$.

À partir des équations B.12, B.13 et B.14, il est alors possible d'intégrer l'expression à l'intérieur de l'intégrale 4.4 analytiquement. On obtient :

$$\begin{aligned}
J_{t,x,v,a}(t_{1\dots N}, x_{1\dots N}, v_{1\dots N}, a_{1\dots N}) &= 3 \frac{3a_i^2 - 2a_i a_{i+1} + 3a_{i+1}^2}{(t_{i+1} - t_i)^4} \\
&+ 24 \frac{3a_i v_i - 2a_{i+1} v_i + 2a_i v_{i+1} - 3a_{i+1} v_{i+1}}{(t_{i+1} - t_i)^3} + 48 \frac{4v_i^2 + 7v_i v_{i+1} + 4v_{i+1}^2}{(t_{i+1} - t_i)^2} \\
&+ 120 \frac{(a_i - a_{i+1})(x_i - x_{i+1})}{(t_{i+1} - t_i)^2} + 720 \frac{(v_i - v_{i+1})(x_i - x_{i+1})}{(t_{i+1} - t_i)} + 720(x_i - x_{i+1})^2
\end{aligned} \tag{B.15}$$

où t sont les temps de passage, x les positions, v les vitesses et a les accélérations.

Le jerk total est la somme sur tous les segments de l'équation B.15.

Sachant que l'expression B.15 est quadratique par rapport à v et a , nous pouvons la minimiser par rapport à ces paramètres en imposant un gradient nul et en résolvant numériquement le système d'équations linéaires qui en résulte. Grâce à cette minimisation, pour des temps de passage donnés t (et les positions des points intermédiaires x), nous pouvons calculer le jerk de la trajectoire optimale :

$$J_{t_{1\dots N}, x_{1\dots N}} = \sum_{x=X,Y,Z} \min_{v_{1\dots N}, a_{1\dots N}} J_{t,x,v,a}(t_{1\dots N}, x_{1\dots N}, v_{1\dots N}, a_{1\dots N}) \tag{B.16}$$

Enfin, la fonction $J_{t_{1\dots N}, x_{1\dots N}}$ est minimisée sur tous le temps $t_{2\dots N-1}$ en utilisant une méthode du simplexe non linéaire. Ainsi, nous trouvons les temps de passage t .

B.4 Simulation du minimum jerk

Pour illustrer que la trajectoire de minimum jerk mis en œuvre respecte le principe d'invariance cinématique, nous montrons dans la figure B.1 les résultats d'une simulation utilisant le planificateur de trajectoires minimum jerk. En particulier, nous notons la forme en cloche typique de la vitesse.

Dans cet exemple, la trajectoire de la main droite est définie arbitrairement par les suivantes positions (points de départ et finale, trois points intermédiaires) :

$$\begin{aligned}
 X^{ini} &= [0.26, 0.01, 0.86, -0.50, -0.53, -0.51, 0.45] \\
 X^{int} &= [0.31, 0.11, 0.92, -0.50, -0.53, -0.51, 0.45] \\
 &= [0.36, 0.06, 0.94, -0.50, -0.53, -0.51, 0.45] \\
 &= [0.26, 0.01, 0.86, -0.50, -0.53, -0.51, 0.45] \\
 X^{fin} &= [0.36, 0.16, 0.96, -0.50, -0.53, -0.51, 0.45]
 \end{aligned} \tag{B.17}$$

avec une durée de $D = 1.3$ s. Les trois premières valeurs de X sont le vecteur de translation et les quatre suivantes sont le quaternion représentant la rotation de la main droite.

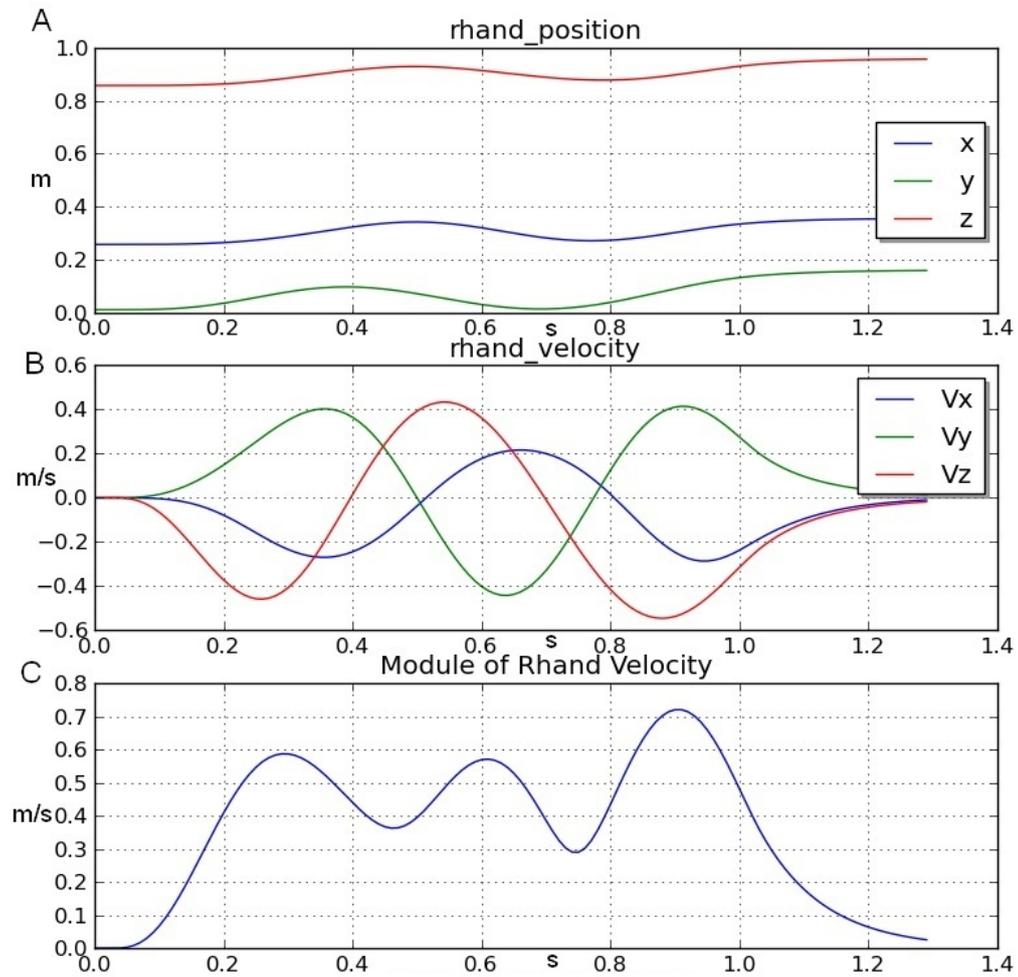


FIGURE B.1: Simulation en utilisant le minimum jerk. Positions XYZ (A) et vitesses (B) de la main droite ; le module de la vitesse de la main droite (C).

Convergence du contrôleur

C.1 Relation entre l'espace cartésien et l'espace articulaire

En utilisant l'équation 4.10, le modèle dynamique du MN peut être décrit par l'équation suivante :

$$M\dot{T} + NT + G = L\tau + J_c^T W_c + J_{end}^T W_{end}^i \quad (\text{C.1})$$

où W_{end}^i est le torseur qui décrit la force d'interaction avec l'environnement.

Dans cette thèse, nous traitons le contrôle d'un MN ayant le pied comme base flottante, et nous considérons le cas où le pied fixé au sol. De cette façon, nous obtenons un MN complètement actionné avec les caractéristiques d'un robot à base fixe. Le modèle dynamique du MN devient :

$$M_q\ddot{q} + N_q\dot{q} + G_q = \tau + J_{c,q}^T W_c + J_{end,q}^T W_{end}^i \quad (\text{C.2})$$

avec $M_q = L^T M L$, $N_q = L^T N L$, $G_q = L^T G$, $J_{c,q}^T = L^T J_c^T$ et $J_{end,q}^T = L^T J_{end}^T$. Quand le seul contact avec le sol est le pied pris comme corps racine, nous obtenons $J_c L = 0$.

En posant $\rho = S q$ avec S une matrice permettant de sélectionner une partie des degrés de liberté actionnés ($S = [I \ 0]$) pour obtenir un modèle dynamique indépendant des forces de contact non-glissants en des points fixes connus dans l'équation 4.10, par exemple les points de contact entre les pieds et le sol, nous pouvons écrire le modèle dynamique de la façon suivante :

$$M_\rho\ddot{\rho} + N_\rho\dot{\rho} + G_\rho = \tau_\rho + J_{end,\rho}^T W_{end}^i \quad (\text{C.3})$$

avec $M_\rho = S M_q S^T$, $N_\rho = S N_q S^T$, $G_\rho = S G_q$ et $J_{end,\rho}^T = S J_{end,q}^T$.

À l'aide de l'équation C.3, et puisque $\delta W_{end}^i = K_{end} \text{vec}(H_{end}^{-1} \delta H_{end}) =$

$K_{end}J_{end,q}\delta q = K_{end}J_{end,q}\delta(S^t\rho) = K_{end}J_{end,\rho}\delta\rho$, nous obtenons :

$$\begin{aligned}\delta\tau_\rho + \delta(J_{end,\rho}^T W_{end}^i) &= \delta\tau_\rho + (\delta J_{end,\rho}^T)W_{end}^i + J_{end,\rho}^T \delta W_{end}^i \\ &= \delta\tau_\rho + (\delta J_{end,\rho}^T)W_{end}^i + J_{end,\rho}^T K_{end}J_{end,\rho}\delta\rho = 0\end{aligned}\quad (C.4)$$

Puisque $\delta\tau_\rho = -K_\rho\delta\rho$ d'après l'équation C.4, on obtient :

$$K_\rho = -\frac{\delta\tau_\rho}{\delta\rho} = J_{end,\rho}^T K_{end}J_{end,\rho} + \frac{\partial J_{end,\rho}^T}{\partial\rho} W_{end}^i \quad (C.5)$$

Enfin, l'impédance cartésienne est :

$$K_{end} = J_{end,\rho}^{\dagger T} \left(K_\rho - \frac{\partial J_{end,\rho}^T}{\partial\rho} W_{end}^i \right) J_{end,\rho}^\dagger \quad (C.6)$$

avec $J_{end,\rho}^\dagger$ la pseudo-inverse dynamique [Khatib 2004] définie de la façon suivante :

$$J_{end,\rho}^\dagger = M_\rho^{-1} J_{end,\rho}^T (J_{end,\rho} M_\rho^{-1} J_{end,\rho}^T)^{-1} \quad (C.7)$$

On peut obtenir de manière similaire $B_{end} = J_{end,\rho}^{\dagger T} B_\rho J_{end,\rho}^\dagger$.

C.2 Analyse de convergence du contrôleur

C.2.1 Coût de l'erreur du mouvement

La dérivée première de M_E (équation 4.18) peut être calculée comme suit :

$$\begin{aligned}\dot{M}_E &= \frac{1}{2} \frac{d}{dt} [\varepsilon^T (J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho J_{end,\rho}^\dagger) \varepsilon] = \frac{1}{2} [\dot{\varepsilon}^T (J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho J_{end,\rho}^\dagger) \varepsilon \\ &\quad + \varepsilon^T (\dot{J}_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho J_{end,\rho}^\dagger + J_{end,\rho}^{\dagger T} \dot{M}_\rho J_{end,\rho}^\dagger + J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho \dot{J}_{end,\rho}^\dagger) \varepsilon \\ &\quad + \varepsilon^T (J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho J_{end,\rho}^\dagger) \dot{\varepsilon}] \end{aligned}\quad (C.8)$$

avec

$$\varepsilon = V - V^*, \quad \dot{\varepsilon} = A - A^* \quad (C.9)$$

où $V^* = V^d - b\delta(H^d, H^r)$. V^d est la vitesse obtenue à l'aide du planificateur de trajectoires « minimum jerk ». A^* est la dérivée première de V^* .

Sachant que la matrice M_ρ est symétrique, on obtient :

$$\begin{aligned}\dot{M}_E &= [\varepsilon^T (J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho J_{end,\rho}^\dagger) \dot{\varepsilon}] + \frac{1}{2} [\varepsilon^T (J_{end,\rho}^{\dagger T} \dot{M}_\rho J_{end,\rho}^\dagger) \varepsilon \\ &\quad + [\varepsilon^T (J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho \dot{J}_{end,\rho}^\dagger) \varepsilon]] \end{aligned}\quad (C.10)$$

La relation entre la vitesse dans l'espace ρ et l'espace cartésien peut être exprimée

de la façon suivante :

$$V = J_{end,\rho}\dot{\rho} \Rightarrow \dot{\rho} = J_{end,\rho}^\dagger V \quad (C.11)$$

En prenant la dérivée de l'équation C.11, l'accélération cartésienne est :

$$A = J_{end,\rho}\ddot{\rho} + \dot{J}_{end,\rho}\dot{\rho} \quad (C.12)$$

En utilisant l'équation C.12, on obtient :

$$\ddot{\rho} = J_{end,\rho}^\dagger (A - \dot{J}_{end,\rho}\dot{\rho}) = J_{end,\rho}^\dagger (A - \dot{J}_{end,\rho}J_{end,\rho}^\dagger V) \quad (C.13)$$

En remplaçant les équations C.13 et C.11 dans l'équation C.3, on obtient :

$$M_\rho J_{end,\rho}^\dagger [A - \dot{J}_{end,\rho}J_{end,\rho}^\dagger V] + N_\rho J_{end,\rho}^\dagger V + G_\rho = \tau_\rho + J_{end,\rho}^T W_{end}^i \quad (C.14)$$

En multipliant les deux membres par $J_{end,\rho}^{\dagger T}$, on obtient :

$$(J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho J_{end,\rho}^\dagger) A = [-J_{end,\rho}^{\dagger T} N_\rho J_{end,\rho}^\dagger + J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho J_{end,\rho}^\dagger \dot{J}_{end,\rho} J_{end,\rho}^\dagger] V - J_{end,\rho}^{\dagger T} G_\rho + J_{end,\rho}^{\dagger T} \tau_\rho + W_{end}^i \quad (C.15)$$

En utilisant l'équation 4.23, on obtient :

$$(J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho J_{end,\rho}^\dagger) A = [-J_{end,\rho}^{\dagger T} N_\rho J_{end,\rho}^\dagger + J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho J_{end,\rho}^\dagger \dot{J}_{end,\rho} J_{end,\rho}^\dagger] V - J_{end,\rho}^{\dagger T} G_\rho + J_{end,\rho}^{\dagger T} \tau_\rho^{ff} - W_{end}^d - J_{end,\rho}^{\dagger T} \tau_\rho^l + W_{end}^i \quad (C.16)$$

où τ_ρ^{ff} est le couple pour compenser la dynamique du MN. Par définition, le couple peut-être écrit de la façon suivante :

$$\begin{aligned} \tau_\rho^{ff} &\equiv M_\rho \ddot{\rho}^* + N_\rho \dot{\rho}^* + G_\rho \\ &\equiv M_\rho J_{end,\rho}^\dagger A^* + [N_\rho J_{end,\rho}^\dagger - M_\rho J_{end,\rho}^\dagger \dot{J}_{end,\rho} J_{end,\rho}^\dagger] V^* + G_\rho \end{aligned} \quad (C.17)$$

En utilisant l'équation C.9 et en injectant l'équation C.17 dans l'équation C.16, on obtient :

$$(J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho J_{end,\rho}^\dagger) \dot{\varepsilon} = [-J_{end,\rho}^{\dagger T} N_\rho J_{end,\rho}^\dagger + J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho J_{end,\rho}^\dagger \dot{J}_{end,\rho} J_{end,\rho}^\dagger] \varepsilon + W_{end}^i - J_{end,\rho}^{\dagger T} \tau_\rho^l - W_{end}^d \quad (C.18)$$

En injectant l'équation C.18 dans l'équation C.10, on obtient :

$$\begin{aligned}
\dot{M}_E &= \varepsilon^T [(-J_{end,\rho}^{\dagger T} N_\rho J_{end,\rho}^\dagger + J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho \dot{J}_{end,\rho}^\dagger + J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho J_{end,\rho}^\dagger \dot{J}_{end,\rho} J_{end,\rho}^\dagger) \varepsilon \\
&\quad + W_{end}^i - J_{end,\rho}^{\dagger T} \tau_\rho^l - W_{end}^d] + \frac{1}{2} [\varepsilon^T (J_{end,\rho}^{\dagger T} \dot{M}_\rho J_{end,\rho}^\dagger) \varepsilon] \\
&\quad + [\varepsilon^T (J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho \dot{J}_{end,\rho}^\dagger) \varepsilon] \\
&= \frac{1}{2} \varepsilon^T [J_{end,\rho}^{\dagger T} (\dot{M}_\rho - 2N_\rho) J_{end,\rho}^\dagger] \varepsilon + \varepsilon^T [W_{end}^i - J_{end,\rho}^{\dagger T} \tau_\rho^l - W_{end}^d] \\
&\quad + \varepsilon^T [J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho \dot{J}_{end,\rho}^\dagger + J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho J_{end,\rho}^\dagger \dot{J}_{end,\rho} J_{end,\rho}^\dagger] \varepsilon
\end{aligned} \tag{C.19}$$

La matrice $\dot{M}_\rho - 2N_\rho$ est une matrice antisymétrique [Sciavicco 2000], et pour cette raison nous obtenons :

$$\varepsilon^T (J_{end,\rho}^{\dagger T} (\dot{M}_\rho - 2N_\rho) J_{end,\rho}^\dagger) \varepsilon = 0 \tag{C.20}$$

Analysons maintenant le troisième terme de l'équation C.19. En utilisant l'équation C.7, puisque $J_{end,\rho} J_{end,\rho}^\dagger = I$ et $\dot{J}_{end,\rho} J_{end,\rho}^\dagger + J_{end,\rho} \dot{J}_{end,\rho}^\dagger = 0$, on obtient :

$$\begin{aligned}
J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho \dot{J}_{end,\rho}^\dagger &= (J_{end,\rho} M_\rho^{-1} J_{end,\rho}^T)^{-1} J_{end,\rho} M_\rho^{-1} M_\rho \dot{J}_{end,\rho}^\dagger \\
&= (J_{end,\rho} M_\rho^{-1} J_{end,\rho}^T)^{-1} J_{end,\rho} \dot{J}_{end,\rho}^\dagger \\
J_{end,\rho}^{\dagger T} M_\rho J_{end,\rho}^\dagger \dot{J}_{end,\rho} J_{end,\rho}^\dagger &= (J_{end,\rho} M_\rho^{-1} J_{end,\rho}^T)^{-1} J_{end,\rho} M_\rho^{-1} M_\rho J_{end,\rho}^\dagger \dot{J}_{end,\rho} J_{end,\rho}^\dagger \\
&= -(J_{end,\rho} M_\rho^{-1} J_{end,\rho}^T)^{-1} J_{end,\rho} \dot{J}_{end,\rho}^\dagger
\end{aligned} \tag{C.21}$$

En remplaçant les équations C.20 et C.21 dans l'équation C.19, on obtient :

$$\dot{M}_E = \varepsilon^T [W_{end}^i - J_{end,\rho}^{\dagger T} \tau_\rho^l - W_{end}^d] \tag{C.22}$$

En utilisant les équations C.22, 4.25 et C.6, nous obtenons :

$$\begin{aligned}
\dot{M}_E &= -\varepsilon^T B_{end}^{ini} \varepsilon - \varepsilon^T K_{end}^l \delta(H^d, H^r) - \varepsilon^T B_{end}^l \delta(V^d, V^r) - \varepsilon^T J_{end,\rho}^{\dagger T} \tau_\rho^l + \varepsilon^T W_{end}^i \\
&= -\varepsilon^T B_{end}^{ini} \varepsilon - \varepsilon^T \left[J_{end,\rho}^{\dagger T} \left(K_\rho - \frac{\partial J_{end,\rho}^T}{\partial \rho} W_{end}^i \right) J_{end,\rho}^\dagger \right] \delta(H^d, H^r) \\
&\quad - \varepsilon^T (J_{end,\rho}^{\dagger T} B_\rho^l J_{end,\rho}^\dagger) \delta(V^d, V^r) - \varepsilon^T J_{end,\rho}^{\dagger T} \tau_\rho^l + \varepsilon^T W_{end}^i
\end{aligned} \tag{C.23}$$

Nous pouvons obtenir $\delta M_E(t) = M_E(t) - M_E(t - D)$ à partir des équations C.23 et 4.21 de la façon suivante :

$$\begin{aligned}
\delta M_E(t) &= \int_{t-D}^t \{ -\varepsilon^T(\sigma) B_{end}^{ini}(\sigma) \varepsilon(\sigma) - \varepsilon^T(\sigma) [J_{end,\rho}^{\dagger T} \tilde{K} J_{end,\rho}^\dagger](\sigma) \delta(H^d, H^r)(\sigma) \\
&\quad - \varepsilon^T(\sigma) [J_{end,\rho}^{\dagger T} \tilde{B} J_{end,\rho}^\dagger](\sigma) \delta(V^d, V^r)(\sigma) - \varepsilon^T(\sigma) [J_{end,\rho}^{\dagger T} \tilde{\tau}](\sigma) \\
&\quad - \varepsilon^T(\sigma) [J_{end,\rho}^{\dagger T} K_\rho^{min} J_{end,\rho}^\dagger](\sigma) \delta(H^d, H^r)(\sigma) \\
&\quad - \varepsilon^T(\sigma) [J_{end,\rho}^{\dagger T} B_\rho^{min} J_{end,\rho}^\dagger](\sigma) \delta(V^d, V^r)(\sigma) - \varepsilon^T(\sigma) [J_{end,\rho}^{\dagger T} \tau_\rho^{min}](\sigma) \\
&\quad + \varepsilon^T(\sigma) W_{end}^i(\sigma) \} d\sigma
\end{aligned} \tag{C.24}$$

Toute la force d'interaction lisse peut être approchée par les termes linéaires de son expansion de Taylor le long de la trajectoire de référence comme suit :

$$W_{end}^i(t) = W_{end}^{i,0}(t) + [J_{end,\rho}^{\dagger T} K_{\rho}^i J_{end,\rho}^{\dagger}](t) \delta(H^d, H^r) + [J_{end,\rho}^{\dagger T} B_{\rho}^i J_{end,\rho}^{\dagger}](t) \delta(V^d, V^r) \quad (\text{C.25})$$

où $W_{end}^{i,0}$ est le terme d'ordre zéro compensé par $J_{end,\rho}^{\dagger T} \tau_{\rho}^{min}$; $[J_{end,\rho}^{\dagger T} K_{\rho}^i J_{end,\rho}^{\dagger}]$ et $[J_{end,\rho}^{\dagger T} B_{\rho}^i J_{end,\rho}^{\dagger}]$ sont les termes d'ordre un. À partir des équations C.25 et C.9, nous pouvons obtenir les valeurs de $K_{\rho}^{min}(t)$, $B_{\rho}^{min}(t)$ et $\tau_{\rho}^{min}(t)$ pour assurer la stabilité (équation C.26).

Des valeurs différents de W_{end}^i donneront des valeurs différentes de $K_{\rho}^{min}(t)$, $B_{\rho}^{min}(t)$ et $\tau_{\rho}^{min}(t)$. Pendant que W_{end}^i est zéro $\|\varepsilon(t)\| \rightarrow 0$, $K_{\rho}^{min}(t)$, $B_{\rho}^{min}(t)$ et $\tau_{\rho}^{min}(t)$ tendent vers 0.

$K_{\rho}^{min}(t)$, $D_{\rho}^{min}(t)$ et $\tau_{\rho}^{min}(t)$ représentent les valeurs minimal de raideur, d'amortissement et de force d'anticipation requises pour garantir :

$$\begin{aligned} & \int_{t-D}^t \{ -\varepsilon^T(\sigma) (J_{end,\rho}^{\dagger T} K_{\rho}^{min} J_{end,\rho}^{\dagger})(\sigma) \delta(H^d, H^r)(\sigma) \\ & - \varepsilon^T(\sigma) (J_{end,\rho}^{\dagger T} B_{\rho}^{min} J_{end,\rho}^{\dagger})(\sigma) \delta(V^d, V^r)(\sigma) - \varepsilon^T(\sigma) J_{end,\rho}^{\dagger T} \tau_{\rho}^{min}(\sigma) \\ & + \varepsilon^T(\sigma) W_{end}^i(\sigma) \} d\sigma \leq 0 \end{aligned} \quad (\text{C.26})$$

de sorte que, d'après l'équation C.23, nous avons $\int_{t-D}^t \dot{M}_E(\sigma) d\sigma \leq 0$.

À partir de l'équations C.24 et C.26, nous pouvons écrire :

$$\begin{aligned} \delta M_E(t) \leq & \int_{t-D}^t \{ -\varepsilon^T(\sigma) B_{end}^{ini}(\sigma) \varepsilon(\sigma) - \varepsilon^T(\sigma) (J_{end,\rho}^{\dagger T} \tilde{K} J_{end,\rho}^{\dagger})(\sigma) \delta(H^d, H^r)(\sigma) \\ & - \varepsilon^T(\sigma) (J_{end,\rho}^{\dagger T} \tilde{B} J_{end,\rho}^{\dagger})(\sigma) \delta(V^d, V^r)(\sigma) - \varepsilon^T(\sigma) (J_{end,\rho}^{\dagger T} \tilde{\tau})(\sigma) \} d\sigma \end{aligned} \quad (\text{C.27})$$

C.2.2 Coût métabolique

La fonction de coût métabolique est :

$$M_C(t) = \frac{1}{2} \int_{t-D}^t \tilde{\Phi}^T(\sigma) Q^{-1} \tilde{\Phi}(\sigma) d\sigma \quad (\text{C.28})$$

Selon la définition de $\Phi(t)$ et Q , les propriétés suivantes des opérateurs $\text{vec}(\cdot)$, \otimes et $\text{tr}(\cdot)$:

$$\text{vec}(\Omega Y U) = (U^T \otimes \Omega) \text{vec}(Y), \text{tr}(\Omega Y) = \text{vec}(\Omega^T)^T \text{vec}(Y), \text{tr}(\Omega Y) = \text{tr}(Y \Omega) \quad (\text{C.29})$$

et en utilisant la symétrie de Q_K^{-1} , nous obtenons :

$$\begin{aligned} \text{vec}(\tilde{K}^T)^T(I \otimes Q_K)^{-1}\text{vec}(\tilde{K}^T) &= \text{vec}(\tilde{K}^T)^T((Q_K^{-1})^T \otimes I)\text{vec}(\tilde{K}^T) \\ &= \text{vec}(\tilde{K}^T)^T\text{vec}(\tilde{K}^T Q_K^{-1}) = \text{tr}\{\tilde{K} \tilde{K}^T Q_K^{-1}\} = \text{tr}\{\tilde{K}^T Q_K^{-1} \tilde{K}\} \end{aligned} \quad (\text{C.30})$$

De la même manière, on peut trouver les termes correspondants à \tilde{B} et $\tilde{\tau}$.

Pour ces raisons, nous pouvons définir $\delta M_C(t) = M_C(t) - M_C(t - D)$ de la façon suivante :

$$\begin{aligned} \delta M_C(t) &= \frac{1}{2} \int_{t-D}^t \{ \text{tr}\{[\tilde{K}^T(\sigma)Q_K^{-1}\tilde{K}(\sigma)] - [\tilde{K}^T(\sigma - D)Q_K^{-1}\tilde{K}(\sigma - D)]\} \\ &\quad + \text{tr}\{[\tilde{B}^T(\sigma)Q_B^{-1}\tilde{B}(\sigma)] - [\tilde{B}^T(\sigma - D)Q_B^{-1}\tilde{B}(\sigma - D)]\} \\ &\quad + [\tilde{\tau}^T(\sigma)Q_\tau^{-1}\tilde{\tau}(\sigma)] - [\tilde{\tau}^T(\sigma - D)Q_\tau^{-1}\tilde{\tau}(\sigma - D)]\} d\sigma \end{aligned} \quad (\text{C.31})$$

À partir des équations 4.27, 4.28 et 4.30, nous obtenons :

$$\begin{aligned} \delta K &= Q_K \{ J_{end,\rho}^\dagger [\varepsilon(t)\delta(H^d, H^r)^T] J_{end,\rho}^{\dagger T} - \gamma(t)K_\rho^l(t) \} \\ \delta B &= Q_B \{ J_{end,\rho}^\dagger [\varepsilon(t)\delta(V^d, V^r)^T] J_{end,\rho}^{\dagger T} - \gamma(t)B_\rho^l(t) \} \\ \delta \tau &= Q_\tau \{ J_{end,\rho}^\dagger \varepsilon(t) - \gamma(t)\tau_\rho^l(t) \} \end{aligned} \quad (\text{C.32})$$

En utilisant la symétrie de Q_K^{-1} , $\tilde{K}(\sigma) - \tilde{K}(\sigma - D) = \delta K(\sigma)$ et l'équation C.32, le premier terme de l'intégrale de l'équation C.31 peut être écrit de la façon suivante :

$$\begin{aligned} &\text{tr}\{[\tilde{K}^T(\sigma)Q_K^{-1}\tilde{K}(\sigma)] - [\tilde{K}^T(\sigma - D)Q_K^{-1}\tilde{K}(\sigma - D)]\} \\ &= \text{tr}\{[\tilde{K}^T(\sigma) - \tilde{K}^T(\sigma - D)]^T Q_K^{-1} [2\tilde{K}^T(\sigma) - \tilde{K}^T(\sigma) + \tilde{K}^T(\sigma - D)]\} \\ &= \text{tr}\{\delta K^T(\sigma)Q_K^{-1} [2\tilde{K}(\sigma) - \delta K(\sigma)]\} \\ &= -\text{tr}\{\delta K^T(\sigma)Q_K^{-1}\delta K(\sigma)\} + 2 \text{tr}\{\delta K(\sigma)Q_K^{-1}\tilde{K}(\sigma)\} \\ &= -\text{tr}\{\delta K^T(\sigma)Q_K^{-1}\delta K(\sigma)\} + 2\varepsilon^T(\sigma)(J_{end,\rho}^{\dagger T} \tilde{K} J_{end,\rho}^\dagger)(\sigma)\delta(H^d, H^r)(\sigma) \\ &\quad - 2\gamma(\sigma)\text{tr}\{(K_\rho^l)^T(\sigma)\tilde{K}(\sigma)\} \end{aligned} \quad (\text{C.33})$$

De la même manière, on peut trouver le second terme de l'intégrale de l'équation C.31 :

$$\begin{aligned} &\text{tr}\{\tilde{B}^T(\sigma)Q_B^{-1}\tilde{B}(\sigma) - \tilde{B}^T(\sigma - D)Q_B^{-1}\tilde{B}(\sigma - D)\} \\ &= -\text{tr}\{\delta B^T(\sigma)Q_B^{-1}\delta B(\sigma)\} + 2\varepsilon^T(\sigma)(J_{end,\rho}^{\dagger T} \tilde{B} J_{end,\rho}^\dagger)(\sigma)\delta(H^d, H^r)(\sigma) \\ &\quad - 2\gamma(\sigma)\text{tr}\{(B_\rho^l)^T(\sigma)\tilde{B}(\sigma)\} \end{aligned} \quad (\text{C.34})$$

et le troisième terme de l'intégrale de l'équation C.31 :

$$\begin{aligned} &[\tilde{\tau}^T(\sigma)Q_\tau^{-1}\tilde{\tau}(\sigma)] - [\tilde{\tau}^T(\sigma - D)Q_\tau^{-1}\tilde{\tau}(\sigma - D)] \\ &= -[\delta \tau^T(\sigma)Q_\tau^{-1}\delta \tau(\sigma)] + 2\varepsilon^T(\sigma)(J_{end,\rho}^{\dagger T} \tilde{\tau})(\sigma) - 2\gamma(\sigma)(\tau_\rho^l)^T(\sigma)\tilde{\tau}(\sigma) \end{aligned} \quad (\text{C.35})$$

En remplaçant les équations C.33, C.34 et C.35 dans l'équation C.31, on obtient :

$$\begin{aligned} \delta M_C(t) = & -\frac{1}{2} \int_{t-D}^t [\delta \tilde{\Phi}^T(\sigma) Q^{-1} \delta \tilde{\Phi}(\sigma)] d\sigma - \int_{t-D}^t [\gamma(\sigma) \tilde{\Phi}^T(\sigma) \Phi(\sigma)] d\sigma \\ & + \int_{t-D}^t [\varepsilon^T(\sigma) (J_{end,\rho}^{\dagger T} \tilde{K} J_{end,\rho}^{\dagger})(\sigma) \delta(H^d, H^r)(\sigma) \\ & + \varepsilon^T(\sigma) (J_{end,\rho}^{\dagger T} \tilde{B} J_{end,\rho}^{\dagger})(\sigma) \delta(V^d, V^r)(\sigma) + \varepsilon^T(\sigma) (J_{end,\rho}^{\dagger T} \tilde{r})(\sigma)] d\sigma \end{aligned} \quad (C.36)$$

En combinant les équations C.27 et C.36, nous obtenons la dérivée première de la fonction coût :

$$\begin{aligned} \delta C(t) = & C(t) - C(t-D) = \delta M_E(t) + \delta M_C(t) \\ \leq & -\frac{1}{2} \int_{t-D}^t [\delta \tilde{\Phi}^T(\sigma) Q^{-1} \delta \tilde{\Phi}(\sigma)] d\sigma - \int_{t-D}^t [\gamma(\sigma) \tilde{\Phi}^T(\sigma) \tilde{\Phi} \\ & + \gamma(\sigma) \tilde{\Phi}^T(\sigma) \Phi^d(\sigma) + \varepsilon^T(\sigma) B_{end}^{ini}(\sigma) \varepsilon(\sigma)] d\sigma \end{aligned} \quad (C.37)$$

Pour obtenir $\delta C(t) \leq 0$, une condition suffisante est :

$$\varepsilon^T B_{end}^{ini} \varepsilon + \gamma \tilde{\Phi}^T \tilde{\Phi} + \gamma \tilde{\Phi}^T \Phi^d \geq \lambda_B \|\varepsilon\|^2 + \gamma \|\tilde{\Phi}\|^2 - \gamma \|\tilde{\Phi}\| \|\Phi^d\| \geq 0 \quad (C.38)$$

où λ_B est la plus petite valeur propre de B_{end}^{ini} .

En remplaçant $\gamma(t) = \frac{p}{1+u\|\varepsilon(t)\|^2}$ dans l'équation C.38, nous obtenons :

$$\lambda_B u \|\varepsilon\|^4 + \lambda_B \|\varepsilon\|^2 + p \|\tilde{\Phi}\|^2 - p \|\tilde{\Phi}\| \|\Phi^d\| \geq 0 \quad (C.39)$$

Pour trouver la région de points de $(\|\varepsilon\|^2, \|\tilde{\Phi}\|)$ sur laquelle l'équation C.39 est valide, nous devons tout d'abord déterminer l'ensemble des points qui satisfait :

$$\lambda_B u \|\varepsilon\|^4 + \lambda_B \|\varepsilon\|^2 + p \|\tilde{\Phi}\|^2 - p \|\tilde{\Phi}\| \|\Phi^d\| = 0 \quad (C.40)$$

L'équation C.40 est une ellipse passant par les points $(\|\varepsilon\|^2 = 0, \|\tilde{\Phi}\| = 0)$ et $(\|\varepsilon\|^2 = 0, \|\tilde{\Phi}\| = \|\Phi^d\|)$.

Pour trouver l'équation canonique de cette ellipse, il suffit d'ajouter et d'enlever des termes opportuns pour obtenir :

$$\frac{\lambda_B u (\|\varepsilon\|^2 + \frac{1}{2u})^2 + p (\|\tilde{\Phi}\| - \frac{\|\Phi^d\|}{2})^2}{\frac{\lambda_B}{4u} + \frac{p \|\Phi^d\|^2}{4}} = 1 \quad (C.41)$$

D'après le principe de Krasovskii-LaSalle, $\|\varepsilon\|^2$ et $\|\tilde{\Phi}\|$ vont converger vers un ensemble invariant $\Omega_s \subseteq \Omega$ où $\delta C(t) = 0$ et Ω est l'ensemble de limitation défini comme :

$$\Omega \equiv \left\{ (\|\varepsilon\|^2, \|\tilde{\Phi}\|), \frac{\lambda_B u (\|\varepsilon\|^2 + \frac{1}{2u})^2 + p (\|\tilde{\Phi}\| - \|\Phi^d\|/2)^2}{\frac{\lambda_B}{4u} + \frac{p \|\Phi^d\|^2}{4}} \leq 1 \right\} \quad (C.42)$$

Si le paramètre γ est constant [Ganesh 2010], l'ensemble de limitation est :

$$\left\{ (\|\varepsilon\|^2, \|\tilde{\Phi}\|), \frac{4\lambda_B\|\varepsilon\|^2 + 4\gamma(\|\tilde{\Phi}\| - \|\Phi^d\|/2)^2}{\gamma\|\Phi^d\|^2} \leq 1 \right\} \quad (\text{C.43})$$

Indice OCRA

L'indice OCRA est le rapport entre le nombre d'actions effectivement réalisées par chaque membre supérieur du corps (ATA - *Actual Technical Actions*) et le nombre d'actions techniques de référence exécutées pendant la durée d'un poste (RTA - *Reference Technical Actions*).

$$\text{indice OCRA} = \frac{\text{ATA}}{\text{RTA}} \quad (\text{D.1})$$

ATA est égal à :

$$\text{ATA} = F \cdot D = \frac{\text{NTC} \cdot 60}{\text{CT}} \cdot D \quad (\text{D.2})$$

F est la fréquence de référence des actions techniques par minute, NTC est le nombre d'actions techniques exécutées dans le cycle de travail, CT est la durée du cycle en secondes et D est la durée nette, en minutes, de chaque tâche répétitive.

RTA est égal à :

$$\text{RTA} = \text{RPA} \cdot (\text{Rc}_m \cdot \text{Du}_m) = \text{CF} \cdot \text{Po}_m \cdot \text{Re}_m \cdot \text{Ad}_m \cdot \text{Fo}_m \cdot D \cdot (\text{Rc}_m \cdot \text{Du}_m) \quad (\text{D.3})$$

CF est la *constante de fréquence* des actions techniques par minute utilisés comme référence (30 actions par minute).

Posture incommode	Proportion du temps cycle			
	1%-24%	25%-50%	51%-80%	> 80%
Supination du coude (≥ 60)	1	0,7	0,6	0,5
Extension (≥ 60) ou flexion (≥ 60) du poignet				
Prise en pince, en crochet ou palmaire (large prise)				
Déviatio n radio-cubitale (≥ 60)	1	1	0,7	0,6
Pronation (≥ 60) ou flexion/extension (≥ 60) du coude				
Prise à pleine main avec poignée fine (≤ 2 cm)				

TABLE D.1: Valeurs du facteur multiplicateur Po_m

Les autres facteurs multiplicatifs dans l'équation D.3 sont :

- le coefficient Po_m est le facteur multiplicatif pour la *posture* établi à partir du pourcentage du temps de cycle passé dans certaines classes d'amplitudes angulaires (cf. tableau D.1) ;
- le coefficient Re_m est le facteur multiplicateur pour la *répétitivité* des gestes. Ce coefficient prend la valeur 1. Dans le cas où la tâche nécessiterait l'exécution des mêmes actions techniques des membre supérieurs pendant au moins 50% du temps de cycle ou lorsque le temps de cycle est inférieur à 15 s, le multiplicateur Re_m prendra la valeur 0,7 ;
- le coefficient Ad_m est le facteur multiplicatif pour la présence de facteurs de *risque additionnels* (utilisation d'outils vibrants, gestes impliquant un choc, exigence d'une précision, exposition au froid, utilisation de gants, etc.). Selon la durée de présence des facteurs additionnels par rapport au temps cycle, le coefficient Ad_m prendra les valeurs suivantes :
 - 1, lorsqu'un ou plusieurs facteurs additionnels sont présents simultanément pendant moins de 25% du temps de cycle ;
 - 0,95, lorsqu'un ou plusieurs facteurs additionnels sont présents simultanément pendant 25% à 50% du temps de cycle ;
 - 0,9, lorsqu'un ou plusieurs facteurs additionnels sont présents simultanément pendant 51% à 80% du temps de cycle ;
 - 0,8, lorsqu'un ou plusieurs facteurs additionnels sont présents simultanément pendant plus de 80% du temps de cycle.
- le coefficient Fo_m est le facteur multiplicatif pour la *force*. Sa valeur est définie selon le niveau d'effort requis pour réaliser les différentes actions de la tâche (cf. tableau D.2). Le niveau de force F_b dans le tableau D.2 est donné en pourcentage de la force isométrique maximale.

Niveau de force en % de F_b	5	10	20	30%	40	≥ 50
Borg CR-10	0,5	1	2	3	4	≥ 5
Score	très, très faible	très faible	faible	modéré	assez fort	fort, très fort

TABLE D.2: Valeurs du facteur multiplicateur Fo_m

- le coefficient Rc_m est le facteur multiplicatif correspondant à la période de récupération. Le tableau D.3 présente les valeurs de ce coefficient en fonction du nombre d'heures sans récupération adéquate. Pour les tâches répétitives, la condition de référence est représentée par la présence, pour chaque heure

d'une tâche répétitive, de périodes d'interruption de travail d'une durée d'au moins 10 min consécutivement ou avec un rapport de 5 :1 entre le temps de travail et le temps de récupération.

Nobre d'heures sans récupération adéquate	0	1	2	3	4	5	6	7	8
Multiplicateur R_{cm}	1	0,9	0,8	0,7	0,6	0,45	0,25	0,1	0

TABLE D.3: Valeurs du facteur multiplicateur R_{cm}

- le coefficient Du_m est le facteur multiplicatif pour la durée de la tâche. Les valeurs de ce coefficient sont présentées dans le tableau D.4.

	Temps total (en minutes) consacré aux tâches répétitives pendant la durée du poste			
	< 120	120 - 239	240 - 480	> 480
Multiplicateur Du_m	2	1,5	1	0,5

TABLE D.4: Valeurs du facteur multiplicateur Du_m

Niveau	Indice de risque OCRA	Évaluation du risque
1	< 2.2	Acceptable
2	2.3 - 3.5	Acceptable sous condition
3	> 3.5	Non acceptable

TABLE D.5: Classification de l'indice OCRA à la fin des évaluations

Le tableau D.5 est utilisé pour évaluer le risque. Le niveau 1 *acceptable* indique que la condition du poste de travail examiné est tout à fait acceptable, le niveau 2 *acceptable sous condition* indique que le poste peut induire des risques de TMS-MS et le niveau 3 *non acceptable* indique que l'exposition aux risques est certainement importante et plus l'indice OCRA est grand plus le risque sera élevé. Dans ce cas, des mesures devraient être prises pour améliorer les conditions de travail.

En cas d'occurrence d'une condition *acceptable sous condition*, le concepteur doit :

- revoir la conception de la machine et de la tâche afin d'obtenir une condition acceptable ;
- se référer à l'annexe E de la norme NF EN 1005 - Partie 5 [AFNOR 2007a], qui fournit les critères en relation avec les périodes de récupération et la durée journalière de la tâche, pour ainsi fonder ou détailler les informations pour l'utilisation.

Bibliographie

- [Abe 2007] Y. Abe, M. Da Silva and J. Popović. *Multiobjective control with frictional contacts*. In Proc. ACM SIGGRAPH/EG Symposium on Computer Animation, pages 249–258, Aire-la-Ville, Switzerland, 2007. (Cited on pages 70, 80, 82 and 124.)
- [AFNOR 2005] AFNOR. *NF EN 1005-4 - Sécurité des machines - Performance physique humaine - Partie 4*. AFNOR (Paris), page 19, 2005. (Cited on page 3.)
- [AFNOR 2007a] AFNOR. *NF EN 1005-5 - Sécurité des machines - Performance physique humaine - Partie 5 : appréciation du risque relatif à la manutention répétitive à fréquence élevée*. AFNOR (La Plaine St-Denis), 2007. (Cited on pages xiv, 2, 3, 123 and 147.)
- [AFNOR 2007b] AFNOR. *NF EN ISO 15536 : Ergonomie - Mannequins informatisés et gabarits humains - Partie 2 : Vérification des fonctions et validation des dimensions pour les systèmes de mannequins informatisés*. AFNOR (La Plaine St-Denis), 2007. (Cited on pages 18 and 39.)
- [AFNOR 2008] AFNOR. *NF EN ISO 15536 : Ergonomie - Mannequins informatisés et gabarits humains - Partie 1 : Exigences générales*. AFNOR (La Plaine St-Denis), 2008. (Cited on pages 18 and 39.)
- [AFNOR 2010] AFNOR. *NF E09-001, NF EN ISO 12100 : Sécurité des machines - Principes généraux de conception - Appréciation du risque et réduction du risque*. AFNOR (La Plaine St-Denis), 2010. (Cited on pages xi, 2 and 4.)
- [Ames 2007] A. Ames, R. Gregg and M. Spong. *A geometric approach to three-dimensional hipped bipedal robotic walking*. In 46th IEEE Conference on Decision and Control, pages 5123–5130, 2007. (Cited on page 125.)
- [Anderson 1999] F.C. Anderson and M.G. Pandy. *A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions*. Computer Methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering, vol. 2, pages 201–231, 1999. (Cited on page 126.)
- [Anderson 2001a] F.C. Anderson and M.G. Pandy. *Dynamic optimization of human walking*. Journal of Biomechanical Engineering, vol. 123, pages 381–390, 2001. (Cited on page 127.)
- [Anderson 2001b] F.C. Anderson and M.G. Pandy. *Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent*. Journal of Biomechanics, vol. 34, pages 153–161, 2001. (Cited on page 126.)

- [Andreiev 1977] N. Andreiev. *A Process Controller that Adapts to Signal and Process Conditions*. Control Engineering, vol. 38, 1977. (Cited on page 66.)
- [Annarumma 2008] M. Annarumma, M. Pappalardo and A. Naddeo. *Methodology development of human task simulation as PLM solution related to OCRA ergonomic analysis*. In Computer-Aided Innovation (CAI) - IFIP 20th World Computer Congress, Proceedings of the Second Topical Session on Computer-Aided Innovation, pages 19–29, Milano, Italy, 2008. (Cited on page 3.)
- [Aptel 2011] M. Aptel, F. Cail and A. Aublet-Cuvelier. *Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur (TMS-MS) : Guide pour les préventeurs*. INRS ED 957 Edition, vol. 2nd edition, page 94, 2011. (Cited on page 1.)
- [Arndt 2006] F.W. Arndt. *THE DIGITAL FACTORY Planning and simulation of production in automotive industry*. Informatics in Control, Automation and Robotics I, pages 27–29, 2006. (Cited on page 3.)
- [Arzi 1997] Y. Arzi. *Methods Engineering : Using Rapid Prototype and Virtual Reality techniques*. Human Factors and Ergonomics in Engineering, vol. 7, pages 79–95, 1997. (Cited on page 10.)
- [Askew 1981] L. J. Askew, K. N. An, B. F. Morrey and E. Y. Chao. *Functional evaluation of the elbow. Normal motion requirements and strength determinations*. Orthop. Trans., pages 5–304, 1981. (Cited on page 106.)
- [Astrom 1977] K.J. Astrom, U. Borrisson and B. Wittenmark. *Theory and Application of Self-Tuning Regulators*. Automatica, vol. 13, pages 457–476, 1977. (Cited on page 67.)
- [Badler 1993] N.I. Badler, C.B. Phillips and B.L. Webber. *Simulating Humans : Computer Graphics, Animation, and Control*. Oxford University Press, 1993. (Cited on page 3.)
- [Berlin 2009] C. Berlin, B. Örtengren, D. Lämkuill and L. Hanson. *Corporate-internal vs. national standard – A comparison study of two ergonomics evaluation procedures used in automotive manufacturing*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 39, pages 940–946, 2009. (Cited on page 3.)
- [Bernard 1997] B.P. Bernard. *Musculoskeletal disorders and workplace factors. a critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back*. NIOSH, 1997. (Cited on page 1.)
- [Bernstein 2004] N.A. Bernstein. *The coordination and regulation of movement*. Master's thesis Graduate College of The University of Iowa. Tech. rep., 2004. (Cited on page 51.)

- [Bien 1998] Z. Bien and J.X. Xu. *Iterative learning control : analysis, design, integration and applications*. In Kluwer Academic Publishers Norwell, MA, USA, 1998. (Cited on page 67.)
- [Bizzi 1998] E. Bizzi and F.A. Mussa-Ivaldi. *Neural basis of motor and its cognitive implications*. *Trends in Cognitive Sciences*, vol. 2, pages 97–102, 1998. (Cited on page 53.)
- [Bongers 2006] P.J. Bongers, S. Ijmker, S. Van der Heuvel and B.M Blatter. *Epidemiology of work-related neck and upper limb problems : Psychosocial and personal risk factors (part I) and effective intervention from a biobehavioral perspective (part II)*. *Journal of occupational Rehabilitation*, vol. 16, pages 272–302, 2006. (Cited on page 2.)
- [Bourgeois 2000] F. Bourgeois, C. Lemarchand, F. Hubault and A. Polin. *Troubles musculosquelettiques et travail : Quand la santé interroge l’organisation*. *Collection outils et méthodes - Editions anact*, 2000. (Cited on page 2.)
- [Bouyarmane 2010] K. Bouyarmane and A. Kheddar. *Static multi-contact inverse problem for multiple humanoid robots and manipulated objects*. In 10th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids), pages 8–13, 2010. (Cited on page 70.)
- [Bretl 2008] T. Bretl and S. Lall. *Testing static equilibrium for legged robots*. *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 24, pages 794–807, 2008. (Cited on pages 69, 73 and 83.)
- [Buchli 2010] J. Buchli, E. Theodorou and S. Schaal. *Reinforcement learning of full-body humanoid motor skills*. In 10th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids), pages 405–410, 2010. (Cited on page 67.)
- [Buchli 2011] J. Buchli, F. Stulp, E. Theodorou and S. Schaal. *Learning Variable Impedance Control*. *The International Journal of Robotics*, vol. 30, pages 820–833, 2011. (Cited on page 67.)
- [Buckle 2002] P.W. Buckle and J.J. Devereux. *The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders*. *Applied Ergonomics*, vol. 33, pages 202–217, 2002. (Cited on page 2.)
- [Burdet 2001] E. Burdet, R. Osu, D.W. Franklin, T.E. Milner and M. Kawato. *The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance*. *Nature*, vol. 414, pages 446–449, 2001. (Cited on pages xiii, 35, 53, 63, 65, 66, 72, 73, 77, 78, 80, 87 and 93.)
- [CEN 2008] CEN. *Safety of machinery - Anthropometric requirements for the design of workstations at machinery*. *European standard EN ISO 14738 :2008*, 2008. (Cited on pages 25 and 101.)

- [Chaffin 1997] D.B. Chaffin. *Development of Computerized Human Static Strength Simulation Model for Job Design*. Human Factors and Ergonomics in Manufacturing, pages 305–322, 1997. (Cited on page 16.)
- [Chaffin 2001] D.B. Chaffin. *Digital Human Modeling for Vehicle and Workplace Design*. In SAE, Warrendale, PA, 2001. (Cited on pages xi, 5 and 6.)
- [Chassaing 2004] K. Chassaing. *Vers une compréhension de la construction de la gestuelle des tôliers d'une entreprise automobile*. Pistes, vol. 6, 2004. (Cited on page 2.)
- [Chedmail 2002] P. Chedmail, B. Maille and E. Ramstein. *Etat de l'art sur l'accessibilité et l'étude de l'ergonomie en réalité virtuelle*. Mécanique & Industries, vol. 3, pages 147–152, 2002. (Cited on page 6.)
- [Chen 2011] J. Chen, R. Wang, L. Liu and J. Song. *Clustering of trajectories based on Hausdorff distance*. In International Conference on Electronics, Communications and Control (ICECC), pages 1940–1944, 2011. (Cited on page 100.)
- [Chevallereau 2009] C. Chevallereau, J. Grizzle and C.L. Shih. *Asymptotically stable walking of a Five-link underactuated 3-d bipedal robot*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 25, pages 37–50, 2009. (Cited on page 125.)
- [Chevallier 1998] J.M. Chevallier. *Anatomie, tome 2 : l'appareil locomoteur*. Broché, flammariion médecine édition, 1998. (Cited on page 75.)
- [Ciriello 2001] V. M. Ciriello, S. H. Snook, B. S. Webster and P. Dempsey. *Psychophysical study of six hand movements*. Ergonomics, vol. 44, pages 922–936, 2001. (Cited on page 106.)
- [Claudon 2006] L. Claudon, B. Daille-Lefèvre and J. Marsot. *La révolution du numérique : un atout pour concevoir des postes de travail plus sûrs*. Hygiène et Sécurité du Travail - Note Documentaire ND 2282, vol. 210, pages 5–13, 2006. (Cited on page 3.)
- [Clot 2005] Y. Clot and G. Fernandez. *Analyse psychologique du mouvement : apport à la compréhension des TMS*. Activités, vol. 2, 2005. (Cited on page 2.)
- [CNAM-TS 2012] CNAM-TS. *TMS : développer des plans de prévention durables pour réduire la progression du risque*. [http://www.risquesprofessionnels.ameli.fr/fileadmin/user_upload/document_PDF_a_telecharger/etudes_statistiques/MP_2011/Risque%20MP%202011-%20tous%20CTN%20et%20par%20CTN%20\(n-2012-181\).pdf](http://www.risquesprofessionnels.ameli.fr/fileadmin/user_upload/document_PDF_a_telecharger/etudes_statistiques/MP_2011/Risque%20MP%202011-%20tous%20CTN%20et%20par%20CTN%20(n-2012-181).pdf), 2012. (Cited on page 2.)

- [Colette 2007] C. Colette, A. Micaelli, C. Andriot and P. Lemerle. *Dynamic balance control of humanoids for multiple grasps and non coplanar frictional contacts*. In 7th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, pages 81–88, Pittsburgh, PA, 2007. (Cited on pages 17 and 124.)
- [Colette 2008] C. Colette, A. Micaelli, C. Andriot and P. Lemerle. *Robust balance optimization control of humanoid robots with multiple non coplanar grasps and frictional contacts*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 3187–3193, Pasadena, USA, 2008. (Cited on pages 17, 70, 73 and 80.)
- [Colette 2009] C. Colette. *commande dynamique d’humains virtuels : équilibre robuste et gestion de tâches*. Thèse de Doctorat, Université Pierre et Marie Curie, 2009. (Cited on page 75.)
- [Commuri 1996] S. Commuri and F.L. Lewis. *Adaptive-Fuzzy Logic Control of Robot Manipulators*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, volume 3, pages 2604–2609, Minneapolis, MN, 1996. (Cited on page 68.)
- [Conditt 1997] M.A. Conditt, F. Gandolfo and F.A. Mussa-Ivaldi. *The Motor System does not Learn the Dynamics of the Arm by Rote Memorisation of Past Experience*. Journal of Neurophysiology, vol. 78, pages 554–560, 1997. (Cited on pages xii, 55, 56 and 57.)
- [Coros 2010] S. Coros, P. Beaudoin and M. Van-De-Panne. *Generalized biped walking control*. ACM Transactions on Graphics, vol. 29, page 1–9, 2010. (Cited on page 125.)
- [Côté 2002] J.N. Côté, P.A. Mathieu, M.F. Levin and A.G. Feldman. *Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing*. Experimental Brain Research, vol. 146, pages 394–398, 2002. (Cited on page 124.)
- [Côté 2008] P. Côté, G. Van der Velde, J.D. Cassidy, L.J. Carrol, S. Hogg-Johnson, L.W. Holm, E.J. Carragee, S. Haldeman, M. Nordin, E.L. Hurwitz, J. Guzman and P.M. Peloso. *The burden and determinants of neck pain in workers*. European Spine Journal, vol. 33, pages 60–74, 2008. (Cited on page 2.)
- [Daubas-Letourneux 1998] V. Daubas-Letourneux, F. Bourgeois and F. Daniellou. *TMS et évolution des conditions de travail, les actes du séminaire Paris 98*. Anact, réseau Editions, 1998. (Cited on page 1.)
- [Delisle 2002] A. Delisle, B. Santos, Y. Montpetit and D. Imbeau. *Étude cinématique de diverses méthodes de manipulation de la souris d’ordinateur*. Rapport R-311, page 35 pages, 2002. (Cited on page 28.)

- [Dempster 1967] W.T. Dempster and G.R.L. Gaughran. *Properties of body segments based on size and weight*. American Journal of Anatomy, vol. 120, pages 33–54, 1967. (Cited on page 75.)
- [der Windt 2000] D. Van der Windt, E. Thomas, D.P. Pope, A.F. De-Winter, G.J. Macfarlane, L.M. Bouter and A.J. Silman. *Occupational risk factors for shoulder pain : a systematic review*. Occup Environ Med, vol. 57, pages 433–442, 2000. (Cited on page 2.)
- [Diedam 2008] H. Diedam, D. Dimitrov, P.B. Wieber, K. Mombaur and M. Diehl. *Online walking gait generation with adaptive foot positioning through linear model predictive control*. In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), pages 1121–1126, 2008. (Cited on page 125.)
- [Doya 2000] K. Doya. *Coplementary roles of basal ganglia and cerebellum in learning and motor control*. Current Opinion in Neurobiology, vol. 10, pages 732–739, 2000. (Cited on pages xii, 57 and 58.)
- [Dukic 2007] T. Dukic, M. Ronang and M. Christmansson. *Evaluation of ergonomics in a virtual manufacturing process*. Journal of Engineering Design, vol. 18, pages 125–137, 2007. (Cited on page 16.)
- [Escande 2008] A. Escande. *Planification de points d’appui pour la génération de mouvements acycliques : application aux humanoïdes*. Thèse de doctorat, Université d’Evry-Val d’Esonne, 2008. (Cited on pages 19 and 126.)
- [Escande 2010] A. Escande, N. Mansard and P.B. Wieber. *Fast resolution of hierarchized inverse kinematics with inequality constraints*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pages 3733–3738, 2010. (Cited on page 70.)
- [EU 2006] EU. *EU Directive on machinery - Directive 2006/42/EC of the European Parliament and of the Council of 17 May 2006 on machinery*. Official Journal of the European Union, 2006. (Cited on pages 2 and 5.)
- [Falck 2012] A. Falck and M. Rosenqvist. *What are the obstacles and needs of proactive ergonomics measures at early product development stages? – An interview study in five Swedish companies*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 42, pages 406–415, 2012. (Cited on page 17.)
- [Faloutsos 2001] P. Faloutsos, M. van de Panne and D. Terzopoulos. *Composable controller for physics-based character animation*. In Computer Graphics Proceedings SIGGRAPH, pages 251–260, 2001. (Cited on pages 19 and 126.)

- [Feldman 1966] A.G. Feldman. *Functional tuning of the nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture : Controllable parameters of the muscle*. Biophysics, vol. 11, pages 565–578, 1966. (Cited on page 51.)
- [Feldman 1995] A.G. Feldman and M.F. Levin. *The origin and use of positional frames of references in motor control*. Behavioral and Brain Sciences, vol. 18, pages 723–745, 1995. (Cited on page 51.)
- [Fitts 1954] P.M. Fitts. *The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement*. Journal of Experimental Psychology, vol. 47, pages 381–391, 1954. (Cited on page 48.)
- [Flanagan 1993] J.R. Flanagan and A.M. Wing. *Modulation of grip force with load force during point-to-point arm movements*. Experimental Brain research, vol. 95, pages 131–143, 1993. (Cited on page 58.)
- [Flanagan 2001] J.R. Flanagan and S. Lolley. *the inertial anisotropy of the arm is accurately predicted during movement planning*. Journal of Neuroscience, vol. 21, pages 1361–1369, 2001. (Cited on pages xii, 58 and 61.)
- [Flash 1985] T. Flash and N. Hogan. *The coordination of arm movements : an experimentally confirmed mathematical model*. Journal of Neuroscience, vol. 7, pages 1688–1703, 1985. (Cited on page 49.)
- [Flash 1987] T. Flash. *The control of hand equilibrium trajectories in multijoint arm movements*. Biological Cybernetics, vol. 57, pages 257–274, 1987. (Cited on pages xii, 52 and 53.)
- [for Ergonomics (éd.) 2004] Center for Ergonomics (éd.). *Energy Expenditure Prediction Program, University of Michigan, College of Engineering, Ann Arbor, MI*. <http://www.engin.umich.edu/dept/ioe/ENGEXP/index.html>, 2004. (Cited on page 16.)
- [France 2007] Urbatic Concept France. *Une approche innovante de l'ergonomie*. Ergonoma Journal, vol. 48, pages 22–23, 2007. (Cited on page 3.)
- [Franklin 2008] D. Franklin, E. Burdet, R. Osu, K. Tee, C. Chew, T. Milner and M. Kawato. *CNS learns stable, accurate, and efficient movements using a simple algorithm*. J Neuroscience, vol. 28, pages 11165–11173, 2008. (Cited on pages 35, 36, 63 and 73.)
- [Fritzsche 2011] L. Fritzsche, R. Jerndrusch, W. Leidholdt, S. Bauer, T. Jäckel and A. Pirger. *Introducing EMA (Editor for Manual work Activities) – A New Tool for Enhancing Accuracy and Efficiency of Human Simulations*. Digital Production Planning, «Digital Human Modeling, Lecture Notes in Computer Science», vol. 6777, V.G. Duffy Éd., pages 272–281, 2011. (Cited on page 16.)

- [Gabbard 2011] C. Gabbard and T. Bobbio. *The inability to mentally represent action may be associated with performance deficits in children with developmental coordination disorder*. International Journal of Neuroscience, vol. 121, pages 113–120, 2011. (Cited on page 48.)
- [Ganesh 2010] G. Ganesh, A. Albu-Schaeffer, M. Haruno, M. Kawato and E. Burdet. *Biomimetic motor behavior or simultaneous adaptation of force, impedance and trajectory in interaction tasks*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, Anchorage, Alaska, USA, 2010. (Cited on pages 76, 79, 80 and 144.)
- [Gaudez 2008a] C. Gaudez. *Upper limb musculo-skeletal disorders and insert fitting activity in automobile sector : impact on muscular stresses of fitting method and insert position on part*. In Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, volume 11, pages 101–102, 2008. (Cited on page 19.)
- [Gaudez 2008b] C. Gaudez and M. Aptel. *Les mécanismes neurophysiologiques du mouvement, base pour la compréhension du geste*. Le Travail Humain, vol. 71, pages 385–404, 2008. (Cited on page 55.)
- [Gomi 1998a] H. Gomi and R. Osu. *Task-dependent viscoelasticity of human multi-joint arm and its spatial characteristics for interaction with environments*. Journal of Neuroscience, vol. 18, pages 8965–8978, 1998. (Cited on page 53.)
- [Gomi 1998b] H. Gomi, M. Shidara, A. Takemura, Y. Inoue, K. Kawano and M. Kawato. *Temporal firing patterns of Purkinje cells in the cerebellar ventral paraflocculus during ocular following responses in Monkeys II. Complex spikes*. Journal of Neurophysiology, vol. 80, pages 832–848, 1998. (Cited on page 62.)
- [Gribble 1999] P.L. Gribble and D.J. Ostry. *Compensation for interaction torques during single and multi-joint limb movement*. Journal of Neurophysiology, vol. 82, pages 2310–2326, 1999. (Cited on pages xii, 53, 54, 55 and 56.)
- [Gribble 2000] P.L. Gribble and D.J. Ostry. *Compensation for loads during arm movement using equilibrium-point control*. Experimental Brain Research, vol. 135, pages 474–482, 2000. (Cited on pages xii, 53, 54 and 55.)
- [Grossman 2004] T. Grossman and R. Balakrishnan. *Pointing at trivariate targets in 3D environments*. In Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems, pages 447–454, New York, 2004. (Cited on pages 50 and 51.)
- [Haesen 2009] B. Haesen. *Betterlift - Introducing a semi-automatic exhaust manipulator to reduce a high absenteeism rate*. Int Assessment, elimination and subsstantial reduction of occupational risks - European Agency for Safety and Health at Work (Eu-OSHA), pages 36–43, 2009. (Cited on page 3.)

- [Hanavan 1964] E.P. Hanavan. *A Mathematical model of the human body*. Wright-Patterson Air Force Base, vol. Report No. AMRL-TR-102, pages 64–102, 1964. (Cited on pages 29 and 75.)
- [Harada 2006] K. Harada, S. Kajita, K. Kanko and H. Hirukawa. *Dynamics and balance of a humanoid robot during manipulation tasks*. IEEE Transaction on Robotics, vol. 22, pages 568–575, 2006. (Cited on page 69.)
- [Harada 2007] K. Harada, F. Kanehiro, K. Fujiwara, K. Kaneko, K. Yokoi and H. Hirukawa. *Real-time planning of humanoid robot's gait for force-controlled manipulation*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 12, pages 53–62, 2007. (Cited on page 69.)
- [Higginson 2006] J.S. Higginson, F.E. Zajac, R.R. Neptune, S.A. Kautz and S.L. Delp. *Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis*. Journal of Biomechanics, vol. 39, pages 1769–1777, 2006. (Cited on page 127.)
- [Hill 1938] A.V. Hill. *The heat of shortening and the dynamic constants of muscle*. Proceedings of the Royal Society of London, vol. B126, pages 136–195, 1938. (Cited on pages 51 and 52.)
- [Hogan 1990] N. Hogan. *Mechanical impedance of single- and multi-articular systems*. J. M. Winters & S.L. Woo. Springer-Verlag. Multiple muscle systems : Biomechanics and movement organization, 1990. (Cited on page 71.)
- [Hovland 1996] G.E. Hovland, P. Sikka and B.J. McCarragher. *Skill acquisition from human demonstration using a hidden Markov Model*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, volume 3, pages 2706–2711, Minneapolis, MN, 1996. (Cited on page 68.)
- [Hyman 1953] R. Hyman. *Stimulus information as a determinant of reaction time*. Journal of Experimental Psychology, vol. 45, pages 188–196, 1953. (Cited on page 48.)
- [Hyon 2005] S. Hyon and T. Emura. *Symmetric walking control : Invariance and global stability*. In International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pages 1443–1450, 2005. (Cited on page 125.)
- [Ibanez 2012] A. Ibanez, P. Bidaud and V. Padois. *Unified preview control for humanoid postural stability and upper-limb interaction adaptation*. In Proceedings of the 2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2012. (Cited on page 125.)
- [Imamizu 2000] H. Imamizu, S. Moyauchi, T. Tamada, Y. Sasaki, R. Takino, B. Puetz, T. Yoshioka and M. Kawato. *Human cerebellar activity reflecting*

- an acquired internal model of a new tool.* Nature, vol. 403, pages 192–195, 2000. (Cited on pages [xii](#), [58](#), [60](#) and [62](#).)
- [Ioannou 1983] P.A. Ioannou and P.V. Kokotović. *Adaptive Systems with Reduced Models.* Lecture Notes in Control and Information Sciences, vol. 47, 1983. (Cited on page [66](#).)
- [Jagannathan 2006] S. Jagannathan. Neural network control of nonlinear discrete-time systems. CRC Press Taylor & Francis Group, FL, 2006. (Cited on page [78](#).)
- [Jayaram 2006] U. Jayaram, S. Jayaram, I. Shaikh, Y. Kim and C. Palmer. *Introducing quantitative analysis methods into virtual environments for real-time and continuous ergonomic evaluations.* Computers in Industry, vol. 57, pages 283–296, 2006. (Cited on page [3](#).)
- [Johansson 1984] R.S. Johansson and G. Westling. *Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects.* Exp Brain Res, vol. 56, pages 550–564, 1984. (Cited on page [58](#).)
- [Johansson 1987] R.S. Johansson and G. Westling. *Signals in tactile afferents from the fingers eliciting adaptive motor responses during precision grip.* Exp Brain Res, vol. 66, pages 141–154, 1987. (Cited on page [58](#).)
- [Jonkers 2003] I. Jonkers, C. Stewart and A. Spaepen. *The study of muscle action during single support and swing phase of gait : clinical relevance of forward simulation techniques.* Gait & Posture, vol. 17, pages 97–105, 2003. (Cited on page [126](#).)
- [Kajita 2003] S. Kajita, F. Kanehiro, K. Kaneko, K. Fujiwara, K. Harada, K. Yokoi and H. Hirukawa. *Biped walking pattern generation by using preview control of zero-moment point.* In International Conference on Robotics and Automation (ICRA), volume 2, pages 1620–1626, 2003. (Cited on page [125](#).)
- [Kanoun 2009] O. Kanoun, F. Lamiroux, P.B. Wieber, F. Kanehiro, E. Yoshida and J.P. Laumond. *Prioritizing linear equality and inequality systems : Application to local motion planning for redundant robots.* In IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pages 2939–2944, 2009. (Cited on page [70](#).)
- [Kanoun 2011] O. Kanoun, F. Lamiroux and P.B. Wieber. *Kinematic Control of Redundant Manipulators : Generalizing the Task-Priority Framework to Inequality Task.* IEEE Transactions on Robotics, vol. 27, pages 785–792, 2011. (Cited on page [70](#).)

- [Karu 1977] O. Karu, P. Kansu and I. Kouarinka. *Correcting working postures in industry : a practical method for analysis*. Applied Ergonomics, vol. 8, pages 199–201, 1977. (Cited on page 7.)
- [Kawato 1992] M. Kawato and H. Gomi. *A computational model of four regions of the cerebellum based on feedback error learning*. Biological Cybernetics, vol. 69, pages 95–103, 1992. (Cited on page 72.)
- [Kawato 1999] M. Kawato. *Internal models for motor control and trajectory planning*. Current Opinion in Neurobiology, vol. 9, pages 718–727, 1999. (Cited on pages xii, 58, 59 and 60.)
- [Khatib 2004] O. Khatib, L. Sentis, J. Park and J. Warren. *Whole-body dynamic behavior and control of human-like robots*. International Journal of Humanoid Robotics, vol. 01, pages 29–43, 2004. (Cited on pages 77 and 138.)
- [Khatib 2008] O. Khatib, L. Sentis and J.H. Park. *A Unified Framework for Whole-Body Humanoid Robot Control with Multiple Constraints and Contacts*. In European Robotics Symposium 2008, volume 44 of Springer Tracts in Advanced Robotics, volume Springer Berlin / Heidelberg, pages 303–312, 2008. (Cited on pages 70 and 124.)
- [Kilbom 1987] A. Kilbom and J. Persson. *Work technique and its consequences for musculoskeletal disorders*. Ergonomics, vol. 30, pages 273–279, 1987. (Cited on pages 2 and 19.)
- [Kirsch 1994] R.F. Kirsch, D. Boskov, W.Z. Rymer, R.E. Center, M.H.M. Center and O.H. Cleveland. *Muscle stiffness during transient and continuous movements of catmuscle : perturbation characteristics and physiological relevance*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 41, pages 758–770, 1994. (Cited on page 53.)
- [Kobayashi 1998] Y. Kobayashi, K. Kawano, A. Takemura, Y. Inoue, T. Kitama, H. Gomi and M. Kawato. *Temporal firing patterns of Purkinje cells in the cerebellar ventral paraflocculus during ocular following responses in Monkeys I. Simple spikes*. Journal of Neurophysiology, vol. 80, pages 818–831, 1998. (Cited on page 62.)
- [Kuo 2009] C.F. Kuo and M.J. WANG. *Motion generation from MTM semantics*. Computers in Industry, vol. 60, pages 339–348, 2009. (Cited on page 16.)
- [Lacquaniti 1983] F. Lacquaniti, C. Terzuolo and P. Viviani. *The law relating the kinematic and figural aspects of drawing movements*. Acta Psychologica, vol. 54, pages 115–130, 1983. (Cited on page 49.)

- [Lamarche 2009] F. Lamarche. *TopoPlan : a topological path planner for real time human navigation under floor and ceiling constraints*. Computer Graphics Forum, vol. 28, pages 649–658, 2009. (Cited on pages 19 and 126.)
- [Latash 2012] M.L. Latash. *The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy)*. Experimental Brain Research, vol. 217, page 1–5, 2012. (Cited on page 124.)
- [Lee 2011] J. Lee, N. Mansard and J. Park. *Intermediate desired value approach for continuous transition among multiple tasks of robots*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pages 1276–1282, 2011. (Cited on page 126.)
- [Lemay 1996] M.A. Lemay and P.E. Crago. *A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist*. Journal of Biomechanics, vol. 29, pages 1319–1330, 1996. (Cited on page 126.)
- [Li 2004] C. Li, D. Zhang and X. Zhuang. *A survey of repetitive control*. In Proceedings of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 1160–1166, Sendai, Japan, 2004. (Cited on page 67.)
- [Liu 2011] M. Liu, A. Micaelli, P. Evrard, A. Escande and C. Andriot. *Interactive dynamics and balance of a virtual character during manipulation tasks*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 1676–1682, Shanghai, China, 2011. (Cited on pages 17, 45, 70, 80 and 124.)
- [Liu 2012] M. Liu, A. Micaelli, P. Evrard and A. Escande. *Task-driven posture optimization for virtual characters*. In 2012 ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation (SCA '12), pages 155–164, 2012. (Cited on page 125.)
- [Lämkkull 2009] D. Lämkkull, L. Hanson and R. Ortengren. *A comparative study of digital human modelling simulation results and their outcomes in reality : A case study within manual assembly of automobiles*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 39, pages 428–441, 2009. (Cited on pages xi, 5, 16 and 17.)
- [MacAtamney 1993] L. MacAtamney and E.N. Cortlett. *RULA : a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders*. Applied Ergonomics, vol. 24, pages 91–99, 1993. (Cited on pages 3 and 7.)
- [Malchaire 2011] J. Malchaire. *Guide : classification des méthodes d'évaluation et/ou de prévention des risques de TMS*. European Trade Union Institute, 2011. (Cited on page 17.)
- [Mancini 2005] J. Mancini and F. Brun. *Developmental coordination disorder*. Arch Pediatr, vol. 12, pages 905–908, 2005. (Cited on page 48.)

- [Mansour 2011] D. Mansour, A. Micaelli and P. Lemerle. *A computational approach for push recovery in case of multiple noncoplanar contacts*. In International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), pages 3213–3220, 2011. (Cited on pages 17 and 45.)
- [Maynard 1948] H.B. Maynard, G.J. Stegemerten and J.L. Schwab. *Methods-time measurement*. McGraw Hill book company, 1948. (Cited on pages 7 and 31.)
- [Bureau of Labor Statistics 2011] Bureau of Labor Statistics. *Non fatal occupational injuries and illnesses requiring days away from work, 2010*. In US Department of Labor, Bureau of Labor Statistics, Washington, DC, 2011. (Cited on page 1.)
- [De Magistris 2011] G. De Magistris, A. Micaelli, C. Andriot, J. Savin and J. Marsot. *Dynamic virtual manikin control design for the assessment of the workstation ergonomics*. In First International Symposium on Digital Human Modeling, Lyon, 2011. (Cited on page 80.)
- [McGhee 1968] R.B. McGhee and A.A. Frank. *On the stability properties of quadruped creeping gaits*. Mathematical Biosciences, vol. 3, page 331–351, 1968. (Cited on page 69.)
- [McIntyre 1996] J. McIntyre, F.A. Mussa-Ivaldi and E. Bizzi. *The control of stable arm postures in the multi-joint arm*. Exp Brain Res, pages 248–264, 1996. (Cited on pages 77 and 87.)
- [Merlhiot 2009] X. Merlhiot. *Extension of a time-stepping compatible contact determination method between rigid bodies to deformable models*. In Proceedings of the Multibody Dynamics ECCOMAS Thematic Conference, 2009. (Cited on page 45.)
- [Miller 1975] D. Miller and W.E. Morrison. *Prediction of segmental parameters using the hanavan human body model*. Medecine and Science in Sports, vol. 7, pages 207–212, 1975. (Cited on page 75.)
- [Miller 2003] A.T. Miller, S. Knoop, H.I. Christensen and P.K. Allen. *Automatic grasp planning using shape primitives*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, volume 2, pages 1824–1829, 2003. (Cited on page 124.)
- [Milner 1993] T.E. Milner and C. Cloutier. *Compensation for mechanically unstable loading in voluntary wrist movement*. Experimental Brain Research, vol. 94, pages 522–532, 1993. (Cited on page 53.)
- [Miyata 2005] N. Miyata, M. Kouki, M. Mochimaru, K. Kawachi and T. Kurihara. *Hand link modelling and motion generation from motion capture data based*

- on 3D joint kinematics*. In Proceedings SAE International Iowa, 2005. (Cited on page 123.)
- [Monnier 2004] G. Monnier. *Simulation de mouvements humains complexes et prédiction de l'inconfort associé – application à l'évaluation ergonomique du bouclage de la ceinture de sécurité*. Doctorat de l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2004. (Cited on page 14.)
- [Morasso 1981] P. Morasso. *Spatial control of arm movements*. Experimental Brain Research, vol. 42, pages 223–227, 1981. (Cited on page 48.)
- [Morasso 1982] P. Morasso and F.A. Mussa-Ivaldi. *Trajectory formation and handwriting : a computational model*. Biological Cybernetics, vol. 45, pages 131–142, 1982. (Cited on page 49.)
- [Morasso 2001] P. Morasso and V. Sanguineti. *Feedforward vs feedback control : the case study of cerebellar ataxia*. In Proceedings ISHF2001 IEEE/IMEKO International Symposium on Measurements, Analysis and Modeling of Human Functions, pages 21–23, Sapporo, 2001. (Cited on pages xii, 61 and 63.)
- [Morasso 2002] P. Morasso and V. Sanguineti. *Ankle stiffness alone cannot stabilize upright standing*. Journal of Neurophysiology, vol. 88, pages 2157–2162, 2002. (Cited on page 72.)
- [Mordatch 2010] I. Mordatch, M. de Lasa and A. Hertzmann. *Robust physics-based locomotion using lowdimensional planning*. ACM Transactions on Graphics, vol. 29, 2010. (Cited on page 125.)
- [Morishige 2006] K. Morishige, R. Osu, H. Miyamoto and M. Kawato. *The sources of variability in the time course of reaching movements*. International Congress Series, vol. 1291, pages 105–108, 2006. (Cited on page 124.)
- [Morrisey 1998] M. Morrisey. *Human-centric design*. Mechanical Engineering, vol. 120, pages 60–62, 1998. (Cited on page 3.)
- [Neptune 1999] R.R. Neptune and M.L. Hull. *A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling*. Journal of Biomechanics, vol. 32, pages 409–415, 1999. (Cited on page 126.)
- [Neptune 2001] R.R. Neptune, S.A. Kautz and F.E. Zajac. *Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking*. Journal of Biomechanics, vol. 34, pages 1387–1398, 2001. (Cited on pages 126 and 127.)
- [NIOSH 1991] NIOSH. *Work practice guide for manual lifting*. Technical report 81-122, Department of Health and Human service, San Francisco, California, 1991. (Cited on page 7.)

- [NST-n168 1998] NST-n168. Ergonomie des outils à main - problématique et état de l'art. Note scientifique et technique de l'INRS, 1998. (Cited on page 24.)
- [Occhipinti 1998] E. Occhipinti. *OCRA, a concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limbs*. Ergonomics, vol. 41, pages 1290–1311, 1998. (Cited on pages 3 and 31.)
- [Osu 1999] R. Osu and H. Gomi. *Multijoint Muscle Regulation Mechanisms Examined by Measured Human Arm Stiffness and EMG Signals*. Journal of Neuroscience, vol. 81, pages 1458–1469, 1999. (Cited on page 35.)
- [Pandy 1990] M.G. Pandy, F.E. Zajac, E. Sim and W.S. Levine. *An optimal control model for maximum-height human jumping*. Journal of Biomechanics, vol. 23, pages 1185–1198, 1990. (Cited on page 126.)
- [Pandy 1992] M.G. Pandy, F.C. Anderson and D.G. Hull. *A parameter optimization approach for the optimization control of large scale musculoskeletal systems*. Journal of Biomechanical Engineering, vol. 114, pages 450–460, 1992. (Cited on page 126.)
- [Pandy 2001] M.G. Pandy. *Computer modeling and simulation of human movement*. Annual Review of Biomedical Engineering, vol. 3, pages 245–273, 2001. (Cited on page 126.)
- [Perreault 2004] E.J. Perreault, R.F. Kirsch and P. Crago. *Multijoint dynamics and postural stability of the human arm*. Experimental Brain Research, vol. 157, pages 507–517, 2004. (Cited on page 79.)
- [Piazza 2001] S.J. Piazza and S.L. Delp. *Three-dimensional dynamic simulation of total knee replacement motion during a step-up task*. Journal of Biomechanical Engineering, vol. 123, pages 599–606, 2001. (Cited on page 126.)
- [Porter 2004] J. M. Porter, K. Case, R. Marshall, D. Gyi and R. Sims. *Beyond Jack and Jill : designing for individuals using HADRIAN*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 33, pages 249–264, 2004. (Cited on page 11.)
- [Pouliquen 2006] M. Pouliquen. *Proposition d'un modèle de main pour la simulation des interactions Homme-Machine dans un environnement virtuel : application à la prévention des accidents aux mains*. Thèse de doctorat de l'École Centrale de Nantes et de l'Université de Nantes, spécialité Génie Mécanique, vol. NTS 263, page 268, 2006. (Cited on page 6.)
- [Pradon 2003] D. Pradon and L. Cheze. *Modèle cinématique tridimensionnelle du dos et du membre supérieur pour analyser la technique de propulsion en fauteuil roulant manuel*. ITBM RBM, vol. 24, pages 20–27, 2003. (Cited on pages xvii and 129.)

- [Prakash 1981] N. Prakash. *Differential geometry, an integrated approach*. TATA McGraw-Hill Publishing Company Limited, 1981. (Cited on page 131.)
- [Pratt 1996] J. Pratt, A. Torres, P. Dilworth and G. Pratt. *Virtual Actuator Control*. In IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 1219–1226, 1996. (Cited on page 80.)
- [Putz-Anderson 1988] V. Putz-Anderson. *Cumulative Trauma Disorders, a manual for the musculoskeletal diseases of the upper limb*. Taylor & Francis, page 151, 1988. (Cited on page 2.)
- [Raasch 1999] C.C. Raasch and F.E. Zajac. *Locomotor strategy for pedaling : muscle groups and biomechanical functions*. *Journal of Neurophysiology*, vol. 82, pages 515–525, 1999. (Cited on page 126.)
- [Raschke 1999] U. Raschke. *The Jack human simulation tool. Working Postures and Movement*. Tools for evaluation and Engineering, Ed. By N. J. Delleman, C. M. Haslegrave et D. B. Chaffin CRC Press, pages 431–437, 1999. (Cited on page 9.)
- [Raunhardt 2011] D. Raunhardt and R. Boulic. *Immersive singularity-free full-body interactions with reduced marker set*. *Computer Animation and Virtual Worlds*, 2011. (Cited on page 70.)
- [Rebula 2011] J. Rebula, T. Koolen, T. De-Boer and J. Pratt. *Capturability based analysis and control of legged locomotion , part 1 : Concepts and definitions*. Master of Science - TU Delft, vol. 25, pages 1–16, 2011. (Cited on page 125.)
- [Rice 2004] S. Rice. *Boeing Human Modeling System. Working Postures and Movements*. Tools for evaluation and Engineering, Ed. By N. J. Delleman, C. M. Haslegrave et D. B. Chaffin CRC Press, pages 462–465, 2004. (Cited on page 14.)
- [Rijn 2009] R.M. Van Rijn, B.M. Huisstede, B.W. Koes and A. Burdof. *Associations between work-related factors and specific disorders at the elbow : a systematic literature review*. *Rheumatology*, vol. 48, pages 528–536, 2009. (Cited on page 2.)
- [Sabes 1997] P. Sabes and M. Jordan. *Obstacle avoidance and a perturbation sensitivity model for motor planning*. *Journal of Neuroscience*, vol. 17, pages 7119–7128, 1997. (Cited on page 49.)
- [Salini 2011] J. Salini, V. Padois and P. Bidaud. *Synthesis of complex humanoid whole-body behavior : A focus on sequencing and tasks transitions*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pages 1283–1290, 2011. (Cited on pages 124 and 126.)

- [Salini 2012] J. Salini. *Dynamic control for the task/posture coordination of humanoid : toward synthesis of complex activities*. Ph.D. thesis, University of Pierre and Marie Curie, 2012. (Cited on pages 19, 75 and 126.)
- [Sasaki 2006] K. Sasaki and R.R. Neptune. *Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed*. *Gait & posture*, vol. 23, pages 383–390, 2006. (Cited on page 126.)
- [Savin 2011] J. Savin. *Digital human manikins for work-task ergonomic assessment : which degree of confidence and using constraints?* Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B : Journal of Engineering Manufacture, vol. 225, pages 1401–1409, August 2011. (Cited on pages 16 and 17.)
- [Schaub 1997] K. Schaub, K. Landau, R. Menges and K. Grossmann. *A computer-aided tool for ergonomic workplace design and preventive health care*. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing*, vol. 7, pages 269–304, 1997. (Cited on page 12.)
- [Schaub 2012] K. Schaub, G. Caragnano, B. Britzke and R. Bruder. *The European Assembly Worksheet, Theoretical Issues in Ergonomics Science*. <http://www.tandfonline.com/doi/pdf/10.1080/1463922X.2012.678283>, 2012. (Cited on page 3.)
- [Schutter 2009] J. De Schutter. *Invariant Description of Rigid Body Motion Trajectories*. *ASME Journal of Mechanisms and Robotics*, 2009. (Cited on page 103.)
- [Sciavicco 2000] L. Sciavicco and B. Siciliano. *Modelling and control of robot manipulators*. Springer, London, 2000. (Cited on page 140.)
- [Seidl 2004] A. Seidl. *The RAMSIS human simulation tool. Working Postures and Movements*. Tools for evaluation and Engineering, Ed. By N. J. Delleman, C. M. Haslegrave et D. B. Chaffin CRC Press, pages 445–450, 2004. (Cited on page 13.)
- [Sentis 2004] L. Sentis and O. Khatib. *Task-Oriented Control of Humanoid Robots Through Prioritization*. In IEEE RAS/RSJ International Conference on Humanoid Robots, 2004. (Cited on page 70.)
- [Seth 2007] A. Seth and M.G. Pandy. *A neuromusculoskeletal tracking method for estimating individual muscle forces in human movement*. *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pages 356–366, 2007. (Cited on page 127.)
- [Shadmehr 1997] R. Shadmehr and F.A. Mussa-Ivaldi. *Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task*. *Journal of Neuroscience*, vol. 14, pages 3208–3224, 1997. (Cited on page 72.)

- [Shahrokhi 2009] M. Shahrokhi and A. Bernard. *A framework to develop an analysis agent for evaluating human performance in manufacturing systems*. CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology, vol. 2, pages 55–60, 2009. (Cited on page 7.)
- [Si 1999] J. Si, N. Zhang and R. Tang. *Modified Fuzzy Associative Memory Scheme Using Genetic Algorithm*. In Proceedings of the 1999 Congress on Evolutionary Computation (CEC), volume 3, pages 2002–2006, 1999. (Cited on page 68.)
- [Siciliano 1991] B. Siciliano and J.J.E. Slotine. *A general framework for managing multiple tasks in highly redundant robotic systems*. In Fifth International Conference on Advanced Robotics, volume 2, pages 1211–1216, 1991. (Cited on page 70.)
- [Silverstein 1986] B.A. Silverstein, L.J. Fine and T.J. Armstrong. *Hand wrist cumulative trauma disorders in industry*. British Journal of Industrial Medicine, vol. 3, pages 779–784, 1986. (Cited on page 2.)
- [Sjogaard 1995] G. Sjogaard, O. M. Sejersted, J. Winkel, J. Smolander, K. Jorgensen and R. Westgaard. Exposure assessment and mechanisms of pathogenesis in work-related musculoskeletal disorders : Significant aspects in the documentation of risk factors. Work and Health. Scientific Basis of Progress in the Working Environment, edited by O. Svane and C. Johansen, 1995. (Cited on page 1.)
- [Slotine 1991] J.E. Slotine and W. Li. Applied nonlinear control. Prentice-Hall, Englewood Cliff, NJ, 1991. (Cited on page 77.)
- [Sluiter 2001] J.K. Sluiter, K.M. Rest and M.H. Frings-Dresen. *Criteria document for evaluating the work-relatedness of upper-extremity musculoskeletal disorders*. Scandinavian Journal of Work, Environment and Health, vol. 27, pages 1–102, 2001. (Cited on page 2.)
- [Smith 1996] A. Smith. *Does the cerebellum learn strategies for the optimal time-varying control of joint stiffness ?* Behavioral and Brain Sciences, vol. 19, pages 399–410, 1996. (Cited on page 72.)
- [Smith 2000] M.A. Smith, J. Brandt and R. Shadmehr. *The motor dysfunction in Huntington's Disease begins as a disorder in error feedback control*. Nature, vol. 403, pages 544–549, 2000. (Cited on page 61.)
- [Spong 2005] M. Spong and F. Bullo. *Controlled symmetries and passive walking*. IEEE Transactions on Automatic Control, vol. 50, pages 1025–1031, 2005. (Cited on page 125.)

- [Sreng 2008] J. Sreng. *Contribution of the study of visual, auditory and haptic rendering of information of contact in virtual environments*. PhD Thesis, 2008. (Cited on pages [xii](#) and [45](#).)
- [Stasse 2008] O. Stasse, A. Escande, N. Mansard, S. Miossec, P. Evrard and A. Kheddar. *Real time self-collision avoidance task on hrp-2 humanoid robot*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 3200–3205, Pasadena, USA, 2008. (Cited on pages [19](#) and [126](#).)
- [Sève-Ferrieu 2005] N. Sève-Ferrieu. *Neuropsychologie corporelle, visuelle et gestuelle du trouble à la rééducation (3 ed.)*. Paris : Masson, 2005. (Cited on page [48](#).)
- [Tee 2010] K.P. Tee, D.W. Franklin, M. Kawato, T.E. Milner and E. Burdet. *Concurrent adaptation of force and impedance in the redundant muscle system*. Biological Cybernetics, vol. 102, pages 31–44, 2010. (Cited on page [76](#).)
- [Thelen 2003] D.G. Thelen, F.C. Anderson and S.L. Delp. *Generating forward dynamic simulations of movement using computed muscle control*. Journal of Biomechanics, vol. 36, pages 321–328, 2003. (Cited on page [126](#).)
- [Thelen 2005] D.G. Thelen, E.S. Chumanov, D.M. Hoerth, T.M. Best, S.C. Swanson, L. Li, M. Young and B.C. Heiderscheit. *Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting*. Medicine and science in sports and exercise, vol. 37, pages 108–114, 2005. (Cited on pages [126](#) and [127](#).)
- [Thelen 2006] D.G. Thelen and F.C. Anderson. *Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data*. Journal of Biomechanics, vol. 39, pages 1107–1115, 2006. (Cited on pages [126](#) and [127](#).)
- [Todorov 1998] E. Todorov and M.I. Jordan. *Smoothness Maximization Along a Predefined Path Accurately Predicts the Speed Profiles of Complex Arm Movements*. Journal of Neurophysiology, vol. 80, pages 697–714, 1998. (Cited on pages [49](#), [50](#) and [122](#).)
- [Todorov 2002a] E. Todorov. *On the role of primary cortex in arm movement control*. Progress in Motor Control III, 2002. (Cited on page [56](#).)
- [Todorov 2002b] E. Todorov and M.I. Jordan. *Optimal feedback control as a theory of motor coordination*. Nature Neuroscience, vol. 5, pages 1226–1235, 2002. (Cited on page [124](#).)
- [Toussaint 2007] M. Toussaint, M. Gienger and C. Goerick. *Optimization of sequential attractor-based movement for compact behaviour generation*. In IEEE International Conference on Humanoid Robots, 2007. (Cited on pages [19](#) and [126](#).)

- [Tsai 2010] Y.Y. Tsai, W.C. Lin, K. Cheng, J. Lee and T.Y. Lee. *Real-time physics-based 3d biped character animation using an inverted pendulum model*. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, vol. 16, pages 325–337, 2010. (Cited on page 125.)
- [Tulder 2007] M. Van Tulder, A. Malivaara and B. Koes. *Repetitive strain injury*. The Lancet, vol. 369, pages 1815–1822, 2007. (Cited on page 2.)
- [Uno 1989] Y. Uno, M. Kawato and R. Suzuki. *Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement : Minimum torque-change model*. Biological Cybernetics, vol. 61, pages 89–101, 1989. (Cited on page 49.)
- [Vaivre-Douret 2007] L. Vaivre-Douret. *Non-verbal learning disabilities : developmental dyspraxia*. Arch Pediatr, vol. 14, pages 1341–1349, 2007. (Cited on page 48.)
- [Van-Oort 2005] G. Van-Oort. *Strategies for stabilizing a 3d dynamically walking robot*. University of Twente Student Theses, June 2005. (Cited on page 125.)
- [Vetter 2000] P. Vetter and D.M. Wolpert. *The CNS updates its context estimate in the absence of feedback*. NeuroReport, vol. 11, pages 3783–3786, 2000. (Cited on page 61.)
- [Vignes 2004] R.M. Vignes. *Modeling muscle fatigue in digital humans*. Center for Computer-Aided Design, The University of IOWA. Tech. rep., 2004. (Cited on page 15.)
- [Viviani 1982] P. Viviani and C. Terzuolo. *Trajectory determines movement dynamics*. Neuroscience, vol. 7, page 431–437, 1982. (Cited on page 49.)
- [Viviani 1991] P. Viviani and R. Schneider. *A developmental study of the relationship between geometry and kinematics in drawing movements*. Journal of Experimental Psychology, vol. 17, page 198–218, 1991. (Cited on page 49.)
- [Viviani 1995] P. Viviani and T. Flash. *Minimum-jerk, two-thirds power law, and isochrony : converging approaches to movement planning*. Journal of American Psychology, vol. 21, page 32–53, 1995. (Cited on page 49.)
- [VSR-Research-Group 2004] VSR-Research-Group. *Technical report for project virtual soldier research*. Center for Computer-Aided Design, The University of IOWA. Tech. rep., 2004. (Cited on page 15.)
- [Vukobratovic 1974] M. Vukobratovic and J. Stepanenko. *On the stability of anthropomorphic systems*. Mathematical Biosciences, vol. 15, page 1–37, 1974. (Cited on page 69.)

- [Wang 2008] X. Wang. *Contribution à la simulation du mouvement humain en vue d'applications en ergonomie*. Mémoire de HDR, Université Claude Bernard - Lyon I, Report No 5-2008, page 66, 2008. (Cited on page 16.)
- [Wessberg 2000] J. Wessberg, C.R. Stambaugh, J.D. Kralik, P.D. Beck, M. Laubach, J.K. Chapin, J. Kim, S.J. Biggs, M.A. Srinivasan and M.A.L. Nicolelis. *Real-time predication of hand trajetory by ensembles of cortical neurones in primates*. *Nature*, vol. 408, pages 361–365, 2000. (Cited on page 57.)
- [Westling 1984] G. Westling and R.S. Johansson. *Factors influencing the force control during precision grip*. *Exp Brain Res*, vol. 53, pages 277–284, 1984. (Cited on page 58.)
- [Wolpert 1998] D.M. Wolpert, C. Miall and M. Kawato. *Internal models in the cerebellum*. *Trends Cognitive Sciences*, vol. 2, pages 338–347, 1998. (Cited on pages xii, xiii, 58, 63, 64 and 65.)
- [Wolpert 2000] D.M. Wolpert and Z. Ghahramani. *Computational Principles of Movement Neuroscience*. *Nature Neuroscience*, vol. 3, pages 1212–1217, 2000. (Cited on page 62.)
- [Won 1995] J. Won and N. Hogan. *Stability properties of human reaching movements*. *Experimental Brain Research*, vol. 107, pages 125–136, 1995. (Cited on page 53.)
- [Wu 2005] G. Wu, F.C.T. Van der Helm, H.E.J. Dirk-Jan-Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A.R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F.W. Werner and B. Buchholz. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II : shoulder, elbow, wrist and hand*. *Journal of Biomechanics*, vol. 38, pages 981–992, 2005. (Cited on pages xvii and 129.)
- [Wu 2010] J.C. Wu and Z. Popović. *Terrain-adaptive bipedal locomotion control*. *ACM Trans. Graph.*, vol. 29, pages 72 :1–72 :10, 2010. (Cited on page 124.)
- [Yamaguchi 1990] G.T. Yamaguchi. *Performing whole-body simulation of gait with 3-D, dynamic musculoskeletal models*. In *Multiple Muscle Systems : Biomechanics and Movement Organization* (Eds. J.M. Winters and S. L-Y. Woo), vol. Springer-Verlag, pages 663–679, 1990. (Cited on page 126.)
- [Yamaguchi 1995] G.T. Yamaguchi, D.W. Moran and J. Si. *A computationally efficient method for solving the redundant problem in biomechanics*. *Journal of Biomechanics*, vol. 8, pages 999–1005, 1995. (Cited on page 126.)
- [Yang 2004] J. Yang, R.T. Marler, H. Kim and J.S. Arora. *Multi-objective optimization for upper body posture prediction*. In 10th AIAA/ISSMO multidisciplinary analysis and optimization conference, 2004. (Cited on page 15.)

- [Yang 2011] C. Yang, G. Ganesh, S. Haddadin, S. Parusel, A. Albu-Schaeffer and E. Burdet. *Human like adaptation of force and impedance in stable and unstable interactions*. Transactions on Robotics, vol. 27, pages 918–930, 2011. (Cited on pages 72, 76, 79 and 80.)
- [Ye 2010] Y. Ye and C. K. Liu. *Optimal feedback control for character animation using an abstract model*. In ACM Trans. Graph., volume 29, pages 74 :1–74 :9, 2010. (Cited on page 70.)
- [Yoshizaki 2011] W. Yoshizaki, Y. Suguiira, A.C. Chiou, S. Hashimoto, M. Inami, T. Igarashi, Y. Akazawa, K. Kawachi, S. Kagami and M. Mochimaru. *An actuated physical puppet as an input device for controlling a digital manikin*. In Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems, pages 637–646, New York, USA, 2011. (Cited on page 16.)
- [Zhang 2000] X. Zhang, M.A. Nussbaum and D.B. Chaffin. *Back lift versus leg lift : an index and visualization of dynamic lifting strategies*. Journal of Biomechanics, vol. 33, pages 777–782, 2000. (Cited on page 3.)
- [Zhang 2010] B. Zhang, I. Horvath, J.F.M. Molenbroek and C. Snijders. *Using artificial neural networks for human body posture prediction*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 40, pages 414–424, 2010. (Cited on page 16.)

Liste de publications

Publications dans des journaux internationaux

- [1] G. De Magistris, A. Micaelli, P. Evrard, J. Savin, J. Marsot. A human-like learning control for digital human models in a physics-based virtual environment. *Conditionally accepted by the Journal of The Visual Computer*, 2013.
- [2] G. De Magistris, A. Micaelli, J. Savin, J. Marsot. A dynamic digital human model based on robotics techniques and human behaviors. *Submitted to the International Journal of the Digital Human*, 2013.
- [3] G. De Magistris, A. Micaelli, P. Evrard, C. Andriot, J. Savin, C. Gaudez, J. Marsot. Dynamic control of DHM for ergonomic assessment. *International Journal of Industrial Ergonomics*, Volume 43, Issue 2, Pages 170-180, March 2013.

Communications lors de conférences internationales

- [1] G. De Magistris, A. Micaelli, J. Savin, C. Gaudez, J. Marsot. Dynamic Digital Human Model for ergonomic assessment based on human-like behaviour and requiring a reduced set of data for a simulation. In *Second International Conference on Digital Human Modeling*, Ann Arbor, USA, 2013.
- [2] G. De Magistris, A. Micaelli, C. Andriot, J. Savin, J. Marsot. Dynamic virtual manikin control design for the assessment of the workstation ergonomics. In *First International Conference on Digital Human Modeling*, Lyon, France, 2011.