



Contribution à l'assistance robotisée du geste au travail : modélisation, analyse et assistance du geste

Nahéma Sylla

► To cite this version:

Nahéma Sylla. Contribution à l'assistance robotisée du geste au travail : modélisation, analyse et assistance du geste. Automatique / Robotique. Université Montpellier II - Sciences et Techniques du Languedoc, 2014. Français. NNT : 2014MON20135 . tel-01662630

HAL Id: tel-01662630

<https://theses.hal.science/tel-01662630>

Submitted on 13 Dec 2017

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

Pour obtenir le grade de
Docteur

Délivré par l'UNIVERSITÉ DE MONTPELLIER 2

Préparée au sein de l'école doctorale **I2S**
Et de l'unité de recherche **LIRMM**

Spécialité: **Systèmes automatiques et micro-électroniques**

Présentée par **Nahéma SYLLA**

Contribution à l'assistance
robotisée du geste au travail :
Modélisation, analyse et
assistance du geste

Soutenue le 17 décembre 2014 devant le jury composé de

Viviane PASQUI	Mcf	UPMC, Paris	Rapporteur
Philippe SOUÈRES	DR	CNRS-LAAS, Toulouse	Rapporteur
Nacim RAMDANI	Pr	Université d'Orléans	Examinateur
Vincent BONNET	Doct.	TUAT, Tokyo	Encadrant
Nahid ARMANDE	Doct.	PSA Peugeot Citroën, Vélizy	Encadrant
Philippe FRAISSE	Pr	Université de Montpellier 2	Directeur de thèse

Remerciements

Ces travaux recherche ont été effectués dans le cadre d'une thèse CIFRE menée au sein des locaux du groupe PSA Peugeot Citroën. Trois années durant lesquelles j'ai eu l'occasion de rencontrer un grand nombre de personnes qui m'ont apporté une aide précieuse et un grand soutien, et sans qui je n'y serai jamais arrivée.

Tout d'abord, je tiens à remercier les membres de mon jury de thèse, Madame Viviane Pasqui, Monsieur Philippe Souères et Monsieur Nacim Ramdani pour m'honorer de leur présence durant ma soutenance ainsi que pour l'attention qu'ils ont porté à mon travail.

J'aimerais remercier mon directeur de thèse Monsieur Philippe Fraisse, pour m'avoir donné la chance de conduire ces travaux. Même si ce n'était pas toujours pratique de travailler entre Paris et Montpellier, il a toujours su se rendre disponible pour encadrer ces travaux. Je le remercie également pour sa générosité ainsi que son soutien qui m'a été d'une grande aide.

Un grand merci à Vincent Bonnet, mon co-encadrant de thèse. Je lui suis très reconnaissante pour toute les fois où il a consacré son temps libre à m'aider dans ces travaux de recherche. Merci pour ta sympathie, pour ta bonne humeur, et pour ta générosité. Je suis très fière d'avoir été la première doctorante que tu encadres et je te souhaite le meilleur pour ta carrière professionnelle.

Aussi, je ne pourrais continuer sans exprimer ma grande gratitude pour ma responsable scientifique en entreprise, Madame Nahid Armande qui a toujours été présente pour moi. Merci Nahid pour tout ce que tu as fait pour moi depuis mes premiers pas dans le milieu professionnel. Merci pour ta confiance, pour toutes les responsabilités que tu m'a données et qui m'ont permis de m'épanouir dans un tel milieu. Merci pour ton énergie débordante, ton éternelle motivation, pour les bons repas que tu nous as concoctés, pour toutes les sorties que tu as organisées et pour ce climat familial que tu as su instauré dans l'équipe NOVA. Je remercie également tes filles pour leur gentillesse et leur sympathie, je croise les doigts pour notre future médecin Shadi, et je soutiens Mona pour sa future carrière qui sera sans aucun doute très brillante.

Merci à toute l'équipe NOVA : Antoine pour son aide, pour la manie qu'il a à me mettre des chansons dans la tête et pour ses crises de folie du vendredi après-midi qui nous rappellent que c'est bientôt le weekend ; Bruno pour les bons thés de l'après-midi, les délicieux gâteaux au yaourts et les longues discussions ; Loïc pour tous les bons gâteaux et les défis pâtisseries du weekend ; Xavier mon cher commerçant et spécialiste de Word (mais Xavier, Latex c'est mieux) ; et Alexis pour son énergie débordante et la bonne ambiance. Je n'oublie pas Fabrice, Thibaut, Denis, les deux Jérôme, les deux Pascal, Alain, Laurent, Simon, Frédéric, Mario, Andréa, Lou et tous ceux que je n'ai pas cités.

Merci aux ergonomes de PSA, Alexandre Morais, Hossein Arabi, et Skander Ben Ali pour leur aide et leur soutien. Merci à Mihai pour défendre aussi bien la communauté des doctorants au sein du groupe PSA.

Merci également à Nicolas Serrurier pour m'avoir aidé durant ces trois années dans mes différentes démarches administratives.

Il y a également des personnes qui comptent beaucoup pour moi. Tout d'abord, je suis éternellement reconnaissante envers mes parents qui m'ont toujours fait confiance, qui ont soutenu mes choix et m'ont apporté leur soutien durant toute les étapes de ma vie. Vous êtes à des kilomètres de moi mais je pense tous les jours à vous. Merci à ma sœur Karima et mon frère Said pour tout ces moments qu'on a partagés ensemble. Maman, Papa, Karima, Said, je vous aime.

Merci à Amale et tonton Hussein pour tout ce que vous avez fait pour moi. Vous avez toujours cru en moi et je tiens à le souligner. Amale, tu m'as toujours dit que je ferai un doctorat, et finalement tu avais raison.

Je voudrais remercier particulièrement mon compagnon depuis 10 ans maintenant. Jimmy, je m'excuse pour toutes ces absences et pour tout le stress que je t'ai transmis durant ces trois années. Merci pour ton soutien, merci pour ta patience (je sais que ça n'a pas toujours été facile), et surtout merci pour ton amour. J'espère que cette histoire qu'on partage ne se terminera jamais et que l'on continuera à se soutenir mutuellement durant toutes les étapes de notre vie.

Enfin, j'aimerais remercier Farima, Awa-Leïla, Néné, Selly, Amy, Fatou Sow, Bathilde, les deux Sokhna, Aty, Nicolas, Lydia, Mody, Amadou, Marcela, Fatima-Zahra ainsi que tout mes amis pour tout ces bon moments qu'on a partagé ensemble.

Résumé

L'émergence Troubles Musculo-Squelettiques (TMS) dans le milieu industriel constitue un véritable fléau ayant de lourdes conséquences socio-économiques en France. Afin de réduire la pénibilité au travail et les risques de TMS, les industriels s'engagent dans une politique de réaménagement des postes de travail par la mise en œuvre de moyens robotisés d'assistance ergonomique. Dans cette politique de prévention, le groupe PSA Peugeot Citroën aspire à utiliser des cobots et des exosquelettes comme dispositifs d'assistance afin d'améliorer les conditions de travail des opérateurs. Mais pour mettre en œuvre ces types de robot en usine, il est nécessaire de quantifier leurs apports ergonomiques. C'est dans ce contexte que s'inscrit cette thèse, dont l'objectif est de proposer une méthode d'évaluation de robots collaboratifs visant à être mis en œuvre dans les usines PSA Peugeot Citroën. Dans le cadre de ces travaux, nous avons utilisé l'exosquelette mono-bras droit ABLE, conçu par le CEA-LIST. A partir d'une analyse biomécanique d'une tâche de manipulation humaine, nous avons pu évaluer l'apport de l'exosquelette en termes de compensation d'efforts. Aussi avons-nous proposé dans ces travaux d'analyser les mécanismes neuromusculaires résultants du mouvement effectué en interaction avec l'exosquelette. En se basant sur les principes du contrôle moteur humain et en utilisant une méthode d'optimisation inverse, les fonctions objectifs telles que le jerk, le couple articulaire, ou l'énergie caractérisant la tâche de manipulation humaine en termes d'efforts, de cinématique et de temps d'exécution, ont été identifiées. Cette meilleure compréhension du mouvement du membre supérieur humain a permis ensuite de revenir sur la conception de l'exosquelette afin de proposer une stratégie de commande optimisée à l'exécution de tâches de travail en environnement industriel.

Abstract

The emergence of Musculo-Skeletal Disorders (MSD) in industry is a real blight, having major socio-economic consequences in France. In order to reduce work painfulness and risks of MSD, some industries are committing to modify workstations by assisting operators with robotic devices. Following this MSD prevention policy, PSA Peugeot Citroen aims to use cobots or exoskeletons as assistive devices to improve workers conditions. However, implementing these robots in factories requires quantifying their ergonomic benefit. In this context, the objective of this thesis is to develop a method to assess collaborative robot that are intended to be used in PSA Peugeot Citroen factories. In this framework, the right mono-arm ABLE exoskeleton, designed by the CEA-LIST has been used. With a biomechanical analysis of an industrial manipulation task, we have been able to assess the benefit of the exoskeleton in terms of effort compensation. We also proposed in this work to assess neuromuscular mechanisms underlying the industrial task performed in interaction with the exoskeleton. On the basis of human motor control principles and using an inverse optimisation method, objectives functions such as jerk, joint torque or energy that characterize the human manipulation task in terms of efforts, kinematics and execution time, have been identified. This improved understanding of human upper limb movements then allowed reviewing the exoskeleton design in order to propose an optimal command strategy adapted to industrial tasks execution.

Table des matières

Introduction	15
1 Contexte et objectifs	17
1.1 Introduction	17
1.2 La prévention des TMS et l'ergonomie dans le milieu industriel	18
1.3 Les solutions d'assistances à PSA	19
1.4 Les robots collaboratifs	21
1.4.1 Les cobots	21
1.4.2 Les exosquelettes	23
1.5 Les méthodes d'analyse ergonomique	32
1.6 Notions de biomécanique et d'anatomie	35
1.6.1 Plans et axes anatomiques	36
1.6.2 Anatomie du membre supérieur	37
1.7 Conclusion	38
2 Analyse de l'apport ergonomique d'un exosquelette	41
2.1 Introduction	41
2.1.1 Description générale	42
2.1.2 Système d'actionnement et contrôleur	44
2.2 Tâche analysée : le vissage sous-caisse	45
2.3 Description générale de l'expérimentation	46
2.3.1 Participants et description du système de mesure	47
2.3.2 Description de la tâche	48
2.3.3 Description des essais	48
2.3.4 Estimation des variables articulaires cinématiques et dyna- miques	49
2.3.5 Analyse comparative	51
2.4 Résultats	53
2.5 Conclusion	58
3 Analyse neuromusculaire de la tâche de vissage	61
3.1 Introduction	61
3.2 Fonctions de coût identifiées dans la littérature	62

3.3	Modélisation du membre supérieur	66
3.3.1	Modèle géométrique	66
3.3.2	Modèle dynamique	68
3.3.3	Modélisation en symbolique	68
3.4	Description du processus d'optimisation inverse	69
3.4.1	Principe de l'optimisation inverse	69
3.4.2	Interpolation des trajectoires articulaires	70
3.4.3	Définition des contraintes et normalisation des critères	73
3.4.4	Implémentation dans l'environnement Matlab	74
3.5	Évaluation de chaque critère	76
3.6	Analyse des résultats de l'optimisation inverse	78
3.6.1	Résultats sur un sujet typique	78
3.6.2	Résultats inter-sujets	80
3.7	Conclusion	82
4	Analyse neuromusculaire de la tâche de vissage assistée par exosquelette	85
4.1	Introduction	85
4.2	Optimisation inverse du mouvement assisté	86
4.2.1	Analyse du mouvement assisté	86
4.2.2	Résultats représentatifs	87
4.3	Contributions moyennes de chaque critère	91
4.4	Analyse des couples articulaires	92
4.5	Perspectives de commandes avancées de l'exosquelette	94
4.5.1	Planification de trajectoires optimales	94
4.5.2	Commande prédictive	95
4.6	Conclusion	98
	Conclusion et Perspectives	99
	Annexe A : Tableau 57 des maladies professionnelles	101
	Annexe B : Exemple de Questionnaire	103
	Annexe C : Placement des marqueurs Plugin-gait	115
	Bibliographie	117

Table des figures

1.1	Évolution des maladies professionnelles et affections péri-articulaires répertoriées dans le tableau 57 de 1990 à 2010 [Buchmann, 2013] . . .	19
1.2	Exemples de manipulateurs dédiés au chargement des pots d'échappement (a) et des crémaillères de direction (b) dans les usines PSA .	20
1.3	Cobot dédié à l'assistance au démontage de portes dans les usines General Motors [Peshkin <i>et al.</i> , 2001]	22
1.4	Exemple de cobot développé par la société Rb3d	22
1.5	Le prototype Hardiman	23
1.6	Les exosquelettes développés pour le programme de la DARPA : BLEEX (a), HULC (b) et XOS (c)	26
1.7	Les exosquelettes PAS (a) et HAL-5 (b)	27
1.8	Les exosquelettes SMA (a) et BSA (b) développés par Honda	28
1.9	Le BSA utilisé pour l'assistance des opérateurs de l'usine Honda [Honda, 2013]	29
1.10	L'exosquelette pneumatique Muscle Suit	30
1.11	Les exosquelettes Hercule (a) et HV3 (b)	30
1.12	Les exosquelettes passifs Exhauss utilisés dans le milieu industriel comme outil de travail [Exhauss, 2013]	32
1.13	Principe de la méthode RULA [ErgonomicPlus, 2014]	33
1.14	Analyse posturale et calcul de la force musculaire équivalente d'après [Peninou <i>et al.</i> , 1994]	34
1.15	Plans sagittal (A), frontal (B) et transversal (C) et axes anatomiques (D) d'après [Bergmann et Peterson, 2010]	36
1.16	Anatomie du membre supérieur d'après [Dufour, 2007]	37
1.17	Les DDL de l'épaule (a), du coude (b) et du poignet (c) d'après [Gopura, 2009]	38
2.1	Les deux versions de l'exosquelette ABLE à 4 axes (a) [Jarrassé, 2010] et 7 axes (b) [Garrec <i>et al.</i> , 2011]	43
2.2	Structure cinématique de l'exosquelette ABLE à 7DDL [Garrec <i>et al.</i> , 2011]	43
2.3	Représentation des axes x_k , y_k et z_k	45
2.4	Exemple d'un poste de travail sous-caisse existant dans les usines de PSA	46

2.5	Analyse du mouvement de vissage libre (a) et assisté par l'exosquelette (b)	47
2.6	Les différentes phases de la tâche de vissage	48
2.7	Modèle cinématique du corps humain retenu pour cette étude	50
2.8	Modélisation et simulation biomécanique avec Lifemod	50
2.9	Représentation de la force de compensation $\vec{F}_C$	51
2.10	Moyennes inter-sujets et écarts-type du critère C_F calculé pour l'ensemble des deux pieds (a), du pied gauche (b) et du pied droit (c) . .	54
2.11	Moyennes inter-sujets et écarts-type du critère C_F calculé pour l'ensemble des deux pieds (a), du pied gauche (b) et du pied droit (c) en excluant les résultats atypiques	54
2.12	Moyennes inter-sujets et écarts-types des critères $C_{T_{corps}}$ (a) et $C_{T_{bras}}$ (b) calculés pour chaque essai durant le cycle complet de vissage . . .	55
2.13	Moyennes inter-sujets et écarts-types des critères $C_{T_{corps}}$ (a) et $C_{T_{bras}}$ (b) calculés pour chaque essai durant la phase de maintien	55
2.14	Moyennes et écarts-types du critère C_W relatif à la flexion/extension (a) et l'abduction/adduction (b) de l'épaule, à la pronation/supination de l'avant bras (c) et à la flexion/extension du coude (d)	56
2.15	Moyennes et écarts-types des angles mesurés pour chaque essai	57
2.16	Moyennes et écarts-type du critère C_D calculé pour les des différents essais	58
3.1	Paradigme expérimental utilisé dans [Berret <i>et al.</i> , 2011]	66
3.2	Représentation cinématique du membre supérieur dans la position de référence	67
3.3	Repères articulaires dans la position de référence	67
3.4	Principe de fonctionnement du processus d'optimisation inverse . . .	70
3.5	Positions des différents points de passage (a) et trajectoires résultantes de l'interpolation avec 8 points (b) et 12 points (c) de passage	71
3.6	Erreur RMS entre les trajectoires articulaires mesurées et celles résultantes de l'interpolation en fonction du nombre de points de passage	72
3.7	Résultats de l'optimisation directe de chaque critère répertorié dans le tableau 3.3	77
3.8	Trajectoires articulaires (a) et cartésiennes (b) résultantes du processus d'optimisation inverse effectué à partir des mouvements d'un sujet typique	78
3.9	Contributions de chaque critère d'optimalité résultant du mouvement effectué par un sujet typique	79
3.10	Trajectoires articulaires (a) et cartésiennes (b) résultantes du processus d'optimisation inverse effectué à partir des mouvements d'un second sujet	80
3.11	Contributions moyennes de chaque critère d'optimalité résultant du mouvement effectué par un second sujet	81

4.1	Capture du mouvement assisté par l'exosquelette	86
4.2	Trajectoires articulaires (a) et cartésiennes (b) du mouvement libre et du mouvement assisté mesurées sur un sujet typique	87
4.3	Trajectoires articulaires (a) et cartésiennes (b), et contributions des critères (c) résultants du processus d'optimisation effectué à partir des mouvements d'un sujet typique mesurés durant les différents essais	88
4.4	Trajectoires articulaires (a) et cartésiennes (b), et contributions des critères (c) résultants du processus d'optimisation effectué à partir des mouvements d'un second sujet mesurés durant les différents essais	89
4.5	Contributions moyennes de chaque critère dans les fonctions de coût hybrides résultantes de chaque essai	92
4.6	Couples articulaires mesurés sur chaque sujet pour les différents essais	93
4.7	Principe de la commande de l'exosquelette à partir de la planification de trajectoires optimales	95
4.8	Principe de la commande prédictive d'après [Bombard <i>et al.</i> , 2008] . .	96
4.9	Schéma de principe de la commande prédictive [Ginhoux, 2003] . . .	97
4.10	Perspective de commande de l'exosquelette	98
11	Protocole de placement des marqueurs <i>Plug-in-Gait</i>	115

Introduction

Dans un contexte où la compétitivité internationale est prépondérante, les constructeurs automobiles tentent continuellement d'améliorer et d'accélérer leurs procédés de fabrication pour satisfaire la demande de la clientèle en lui proposant une gamme de produits plus diversifiée. Dans les usines du groupe PSA Peugeot Citroën, malgré un taux d'automatisation perpétuellement croissant, certains postes de travail nécessitent encore une intervention humaine. Irremplaçable pour certaines tâches, un opérateur par ses capacités de préhension, de vision, d'adaptation et de locomotion peut en effet résoudre des problèmes complexes qu'un moyen robotisé effectuerait difficilement et/ou plus lentement. Toutefois, dans certains cas, les opérateurs sont contraints d'adopter des postures inconfortables et de fournir des efforts considérables durant des temps de cycles très courts imposés par la cadence de production. Ces postes, désignés comme "lourds" au sein des usines PSA Peugeot Citroën, peuvent être à l'origine de Troubles Musculo-Squelettiques (TMS), qui représentent un problème majeur de santé au travail impliquant des coûts d'indemnisation conséquents pour les entreprises et l'état [Aubelet-Cuvelier, 1996].

Depuis plusieurs années, PSA travaille sur la prévention des TMS et l'amélioration des conditions de travail des opérateurs, en se fixant comme objectif de supprimer totalement les postes lourds dans ses usines. De nombreux manipulateurs ont d'ailleurs été mis en place afin d'assister les opérateurs durant l'exécution de tâches pénibles. Dans cette démarche, le groupe envisage l'utilisation de robots collaboratifs, qui permettent de réduire la charge physique des opérateurs à partir de leur modalités de coaction étroite. Cependant, la mise en place potentielle de ce type de technologie dans les usines de PSA nécessite d'être justifiée par la quantification de leurs apports ergonomiques, ce qui est difficilement réalisable à partir des méthodes standard d'analyse ergonomique actuellement utilisées en industrie. Cette problématique est à l'origine de ces travaux de recherche. En effet, l'objectif de cette thèse est de contribuer au développement d'une méthodologie d'analyse de l'apport ergonomique des robots collaboratifs pour PSA Peugeot Citroën. Dans le cadre de ces travaux, nous étudierons essentiellement les moyens d'assistance de type exosquelette.

A partir d'outils de modélisation issus de la robotique et de simulation numérique ainsi que des méthodes générales d'optimisation utilisées pour le contrôle moteur humain, une nouvelle approche permettant une meilleure compréhension du mouvement humain est proposée pour l'analyse des tâches industrielles effectuées sans

assistance ou en interaction avec un exosquelette.

D'un point de vue structurel, ce document s'organise en quatre principaux chapitres, déclinés de la manière suivante :

- Le **Chapitre 1** a pour objectif de présenter le contexte dans lequel s'inscrit cette étude. Ainsi débiterons-nous par une présentation de l'impact socio-économique des TMS au travail pour mieux comprendre les motivations relatives à la démarche de prévention du groupe PSA. Nous décrirons ensuite les solutions d'assistance ergonomique mises en œuvre dans les usines, ainsi que les nouvelles solutions de robotique collaborative. La fin du chapitre sera consacrée à la description des méthodes d'évaluation ergonomique des postes de travail, et à la définition des notions d'anatomie utilisées dans ce mémoire.
- Dans le **Chapitre 2**, nous proposerons d'évaluer l'apport ergonomique d'un exosquelette sur une tâche industrielle de vissage à partir d'une analyse comparative de différents critères biomécaniques. Cette approche permettra d'une part de juger de la pertinence de la méthode proposée, et montrera d'autre part l'apport biomécanique d'un tel moyen d'assistance.
- L'analyse neuromusculaire de la tâche de vissage non-assistée est effectuée dans le **Chapitre 3**. Dans cette étude, une évaluation plus approfondie, basée sur les principes du contrôle moteur humain permettra, en utilisant un processus d'optimisation inverse, d'identifier les mécanismes sous-jacent à l'exécution de ce type de tâche.
- Enfin dans le **Chapitre 4**, nous poursuivons l'analyse neuromusculaire sur le mouvement réalisé en interaction avec l'exosquelette, afin de juger de son influence sur les mouvements naturels humains et d'évaluer ses modalités de contrôle. Nous y proposerons également de nouvelles perspectives de conception de contrôleurs d'exosquelettes visant à être utilisés comme moyen d'assistance aux tâches industrielles.

Chapitre 1

Contexte et objectifs

1.1 Introduction

Le groupe PSA Peugeot Citroën aspire à accroître perpétuellement sa productivité, qui constitue un enjeu économique majeur. Bien que l’automatisation des procédés de fabrication soit une solution prometteuse pour atteindre cet objectif, elle ne s’avère pas toujours rentable car coûteuse et limitée en termes de flexibilité et de durée des tâches de travail. Par conséquent, la combinaison des performances humaines et des systèmes automatisés reste une solution convaincante pour améliorer les procédés de fabrication et accroître la productivité des usines. De plus, le vieillissement et la féminisation de la main d’œuvre ainsi que l’emploi des travailleurs handicapés sont des facteurs sociaux déterminants qui remettent en cause les procédés de fabrication ainsi que les conditions de travail des opérateurs [Roger *et al.*, 2001]. Face à une telle évolution, l’ergonomie est devenue au fil des années une grande préoccupation pour le groupe, qui s’est durablement engagé dans une politique de sécurité et de santé au travail. C’est donc dans cette logique que PSA manifeste beaucoup d’intérêt pour les moyens dédiés à l’assistance des opérateurs durant l’exécution de tâches pénibles et risquées pour leur santé. De nombreux manipulateurs conçus pour la compensation de charges lourdes ont alors été mis en œuvre dans les chaînes de production. Cependant, malgré l’amélioration ergonomique observable apportée, ces outils tendent à être délaissés par les opérateurs car ils contraignent leurs gestes et augmentent la durée des tâches, ce qui peut avoir des répercussions considérables sur le taux de production journalier des usines.

L’avancée de la recherche en robotique a permis le développement de nouveaux robots dits collaboratifs qui, contrairement aux manipulateurs, permettent une collaboration rapprochée entre l’homme et le robot durant l’accomplissement des tâches industrielles de manipulation, et dont le potentiel d’utilisation s’annonce très prometteur pour l’industrie automobile [Peshkin et Colgate, 1999, Akella *et al.*, 1999]. Dans l’objectif de justifier leur utilisation par rapport aux manipulateurs industriels, il est nécessaire de quantifier leurs apports ergonomiques. Cependant, les méthodes d’analyse ergonomique employées dans le milieu industriel sont relativement limitées.

En effet, elles consistent pour la plupart à attribuer un score relatif à la pénibilité des tâches à partir d’une simple observation des postures, des gestes et de l’environnement de travail des opérateurs. Elles s’avèrent par conséquent non-adaptées pour analyser, mesurer, et surtout quantifier l’interaction symbiotique entre l’opérateur et le robot.

L’objectif de ce chapitre est de présenter le contexte dans lequel s’inscrit cette étude. Ainsi débuterons-nous en section 1.2 par une présentation de l’impact socio-économique des TMS dans le milieu industriel. Nous décrirons par la suite les solutions d’assistance mises en place dans les usines PSA (section 1.3). Une revue de littérature dédiée aux solutions de robotique collaborative est ensuite effectuée en section 1.4.1. Dans cette section, nous nous intéresserons particulièrement aux exosquelettes, sur lesquels se sont basés notre étude. Enfin, ce chapitre terminera par une présentation des méthodes d’évaluation ergonomique utilisées dans le milieu industriel (section 1.5), et des notions d’anatomie fonctionnelle employées dans ce document (section 1.6).

1.2 La prévention des TMS et l’ergonomie dans le milieu industriel

Les TMS sont des affections péri-articulaires contractées le plus souvent par les ouvriers agricoles et les opérateurs en ligne de production. En France, les TMS reconnues par la législation comme maladies professionnelles sont répertoriés dans le *tableau 57*, donné en annexe 4.6 de ce document. Ils concernent pour la plupart les douleurs aux lombaires, à l’épaule et au poignet. Les plus fréquents sont le syndrome de la coiffe des rotateurs de l’épaule, l’épicondylite et le syndrome du canal carpien qui apparaissent respectivement au niveau du coude et du poignet. Ils sont généralement causés par des contraintes de travail telles que les gestes répétitifs, les postures inconfortables, le port de charges lourdes et les cadences de production soutenues [Bernard et Putz-Anderson, 1997].

Comme illustré en figure 1.1, les TMS représentent la première cause de maladie professionnelle en France, et leur taux connaît un accroissement perpétuel depuis plusieurs années. En 2013, 80 % des maladies professionnelles déclarées en France concernaient les TMS. Les conséquences de ces pathologies sont lourdes d’une part pour le salarié qui s’expose à des souffrances répétées, des arrêts de travail fréquents, et même à l’handicap [INRS, 2014]. D’autre part, le coût moyen d’un TMS étant estimé à 21300€, ce fléau s’avère très onéreux pour la sécurité sociale, mais aussi pour l’entreprise concernée, qui participe à l’indemnisation de l’absence du salarié et qui voit ses cotisations augmenter en fonction du taux de maladies professionnelles estimé dans ses locaux. A cela s’ajoutent les coûts liés au remplacement du salarié, à l’aménagement du poste de travail, et aux écarts de production. Mais la conséquence la plus lourde concerne l’accroissement du taux d’absentéisme, qui a des répercussions conséquentes sur la productivité des industries françaises

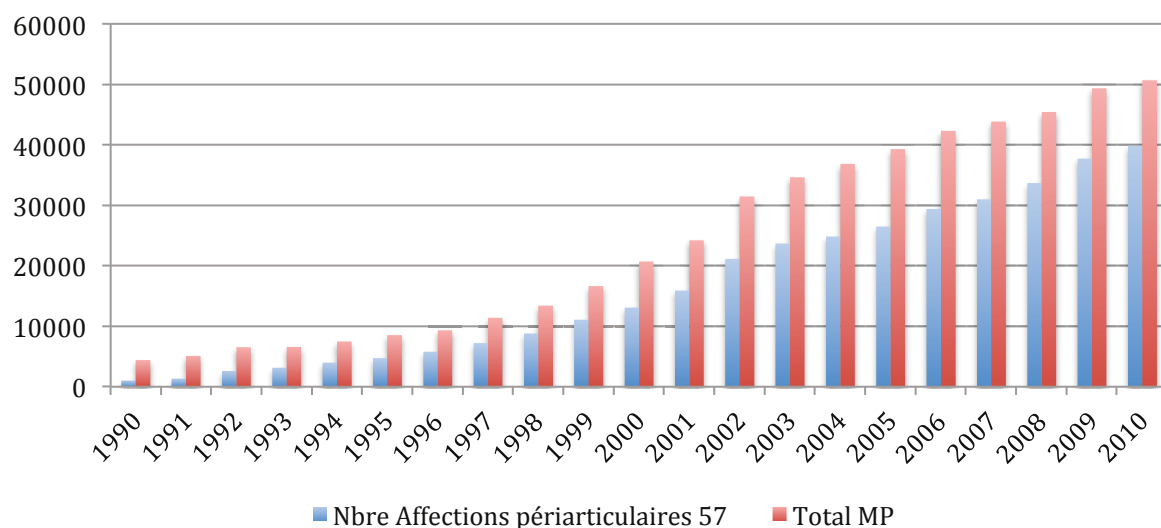


FIGURE 1.1 – Évolution des maladies professionnelles et affections péri-articulaires répertoriées dans le tableau 57 de 1990 à 2010 [Buchmann, 2013]

[TravaillerMieux, 2014].

Face à l'urgence de la situation, les industriels tentent d'inverser cette tendance en plaçant l'ergonomie au centre de leur priorités. Définie comme *"la science du travail ayant pour objet l'adaptation du travail à l'homme"* [CNRS, 2010], l'ergonomie joue un rôle prépondérant dans la prévention des TMS et l'atteinte des objectifs de productivité. Au sein de PSA, l'ergonomie fait partie intégrante du processus de conception des postes de travail, et le groupe favorise de plus en plus la généralisation d'une démarche de ré-aménagement des postes pénibles encore présents dans les usines. Par conséquent, de nombreux dispositifs d'assistance ont été développés et mis en place dans les usines. Ces derniers sont présentés dans la section suivante.

1.3 Les solutions d'assistances à PSA

Dans le soucis d'offrir aux opérateurs des conditions de travail optimales et de réduire le risque de TMS, de nombreux systèmes d'assistance ergonomique ont été mis en œuvre dans les usines PSA. Dénommés manipulateurs, ces systèmes sont exclusivement dédiés au port de charges lourdes, et leur utilisation est très répandue dans le milieu industriel. Au sein des usines PSA, le nombre de manipulateurs existants est conséquent, et il est difficile d'en faire une liste exhaustive. Nous pouvons cependant distinguer deux catégories de manipulateurs :

- Les manipulateurs sans contrainte de précision, qui permettent d'assister les tâches simples de prise/dépose de pièces ;
- Les manipulateurs avec contrainte de précision, qui contrairement aux précédents, vont permettre d'orienter la pièce pendant son déplacement en fonction

de la position finale désirée. Ceux-ci sont utilisés par exemple dans le cas où la pièce doit avoir une position particulière pour pouvoir être stockée dans un emplacement dédié.

A titre d'illustration, les manipulateurs dédiés à l'assistance des tâches de chargement des pots d'échappements et des crémaillères de direction sont présentés en figure 1.2. Malgré l'apport ergonomique apparent en termes de réduction d'efforts, ce type de solution présente un certain nombre d'inconvénients. Le premier concerne sa flexibilité, car chaque manipulateur est conçu sur mesure selon les spécificités du poste à assister et le type de pièce à manipuler. Au sein des usines PSA, il existe presque autant de manipulateurs que de postes de travail assistés. Par conséquent, toute modification apportée au procédé de fabrication, telle que le changement de la géométrie de la pièce, l'agencement du poste ou le type de tâche à assister risque d'entraîner le remplacement du manipulateur, et fera donc l'objet d'une nouvelle étude. Le coût moyen d'un manipulateur pouvant varier de 3000 € à 100000 €, cet investissement s'avère très coûteux. Aussi, l'utilisation d'un manipulateur a tendance à contraindre les opérateurs dans l'exécution de leurs mouvements, car ceux-ci ne sont pas assez réactifs pour suivre les mouvements naturels humains, ce qui augmente la durée des tâches de travail. Dans certains cas, les opérateurs préfèrent ne pas les utiliser pour aller plus vite et respecter les temps de cycle. Par conséquent, le retour sur investissement n'est pas toujours positif, et s'éloigne des objectifs de productivité visés par le groupe. L'utilisation de robots collaboratifs se présente alors comme une solution intéressante pour remplacer ces manipulateurs, mais aussi pour



a)



b)

FIGURE 1.2 – Exemples de manipulateurs dédiés au chargement des pots d'échappement (a) et des crémaillères de direction (b) dans les usines PSA

améliorer l'ergonomie des postes dépourvus de moyens d'assistance.

1.4 Les robots collaboratifs

Comme défini en introduction, les robots collaboratifs sont conçus pour travailler de manière rapprochée avec les opérateurs. Contrairement à un robot industriel qui fonctionne de manière automatique, l'intervention de l'opérateur est nécessaire au fonctionnement du robot collaboratif. Par conséquent, l'utilisation de ce type de technologie n'a pas pour objectif de remplacer l'opérateur, mais plutôt de l'assister afin de réduire la pénibilité de la tâche de travail, et de le rendre par conséquent plus performant.

Le premier avantage de cette technologie réside dans l'utilisation de la complémentarité des capacités cognitives humaines et des performances mécaniques des robots. Dans l'industrie automobile, un robot permet d'effectuer des tâches simples de manière répétitive, en suivant la trajectoire planifiée et sans jamais se fatiguer. Un opérateur quant à lui est capable d'effectuer des tâches plus complexes, mais ses performances cognitives dépendent fortement de son état physiologique. La robotique collaborative se présente donc comme la solution optimale aux industriels pour résoudre les problèmes d'ergonomie et atteindre les objectifs de productivité. De plus, les robots collaboratifs sont flexibles, car ils peuvent être utilisés sur différents postes de travail.

De nombreux robots collaboratifs ont vu le jour ces dernières années. S'il est difficile d'en établir la liste exhaustive, nous pouvons distinguer deux types de robots collaboratifs, que nous présenterons dans cette partie : les cobots et les exosquelettes.

1.4.1 Les cobots

Défini en 1996 par le professeur J. Edward Colgate [Colgate *et al.*, 1996], le terme *cobot* est un néologisme anglais signifiant "*collaborative robot*". Dans la littérature, ce terme est utilisé pour définir plusieurs types de robots : les robots dits "*safe*" dont les fonctions de sécurité embarquées leur permettent de partager leur espace de travail avec les opérateurs, les robots légers dits "*lightweight*" en anglais, dédiés au partage de tâches, et enfin les robots d'assistance dont l'interaction avec l'utilisateur est la condition indispensable à leur fonctionnement. Dans ce document, nous limitons notre périmètre d'étude aux cobots d'assistance.

La conception de ce type de technologie a été motivée principalement par le désir de réduire la pénibilité des tâches manuelles dans l'industrie automobile. Ainsi, le premier prototype conçu par Peshkin *et al.* [Peshkin *et al.*, 2001] a permis d'assister des tâches manuelles de transfert de pare-chocs de camions, de montage de sièges, ou encore de démontage de portes dans les sites de production de General Motors et Ford [Wannasuphoprasit *et al.*, 1998] (figure 1.3). Ce prototype était dit passif, car il présentait des degrés de libertés (DDL) non-motorisés pour gé-



FIGURE 1.3 – Cobot dédié à l’assistance au démontage de portes dans les usines General Motors [Peshkin *et al.*, 2001]



FIGURE 1.4 – Exemple de cobot développé par la société Rb3d

nérer les contraintes de forces nécessaires au suivi des mouvements de l’utilisateur [Wannasuphoprasit *et al.*, 1997].

Malgré le potentiel indéniable de ce type de technologie, les cobots sont encore aujourd’hui peu commercialisés. La société française Rb3d, spécialisée dans le développement d’outils d’assistance ergonomique, propose une gamme de cobots dédiés au port et à la manipulation d’outils [Rb3d, 2014]. L’opérateur ne faisant pas partie intégrante du système, il peut le mettre de côté pour effectuer d’autres tâches ne nécessitant pas d’assistance. De plus, un cobot présente l’avantage d’absorber les vibrations des outils, qui sont à l’origine de nombreux TMS du membre supérieur. Cependant, les cobots sont relativement encombrants et ne permettent de travailler que dans un volume donné. Lorsque l’espace de travail est restreint et que la tâche

est pénible tout au long du temps de cycle, il est préférable d'utiliser un exosquelette.

1.4.2 Les exosquelettes

Un exosquelette est un robot ayant une structure cinématique similaire à celle des membres humains, et qui est revêtu par un individu pour l'assister dans l'exécution de ses mouvements, compenser ses efforts ou encore augmenter ses performances. L'avantage de cette technologie est qu'elle permet une interaction symbiotique avec l'utilisateur, qui dans ces conditions fait partie intégrante du robot. L'utilisation d'un exosquelette offre donc la possibilité de combiner l'intelligence humaine à la performance d'un robot, ce qui confère à cette technologie un large potentiel d'applications.

Le premier concept d'exosquelette, nommé Hardiman, a été développé dans les années 1960 par General Electric [Mosher, 1967]. Cette machine volumineuse pesant environ trois quarts de tonne (voir figure 1.5) a été conçue pour augmenter les capacités humaines à l'aide d'un système d'actionnement hydraulique. Ce prototype a cependant abouti à un échec suite aux limitations technologiques de l'époque en termes de rapidité de processeurs, de poids et de volume des moteurs [Guizzo et Goldstein, 2005]. Aujourd'hui, la miniaturisation des sources d'énergie, l'allégement des matériaux et la performance des dispositifs informatiques ont permis le développement d'exosquelettes moins encombrants et plus légers, conçus pour des applications militaires, cliniques et industrielles.

Dans le milieu clinique, les exosquelettes tels que Lokomat [Jezernik *et al.*, 2003], L-Exos [Frisoli *et al.*, 2007], ou LOPES [Veneman *et al.*, 2007, Ekkelenkamp *et al.*, 2007]



FIGURE 1.5 – Le prototype Hardiman

sont utilisés pour la rééducation de patients ayant souffert d'un accident vasculaire cérébral. Aussi, certains exosquelettes comme Rewalk [Esquenazi *et al.*, 2012] et E-legs [Strausser *et al.*, 2011], actuellement commercialisés aux États-Unis, ont été développés pour l'aide à la marche des patients paraplégiques. Ces exosquelettes à usage clinique, conçus pour fonctionner en interaction avec des personnes à motricité réduite, présentent un fonctionnement très différent des exosquelettes militaires ou industriels.

Dans le milieu industriel, l'utilisation d'exosquelettes permet d'améliorer le confort des opérateurs et de soulager les efforts déployés pour la réalisation des tâches de travail, mais peu d'exosquelettes dédiés à ce type d'application ont été développés. Néanmoins, certains prototypes militaires ou civils, conçus pour assister des tâches similaires pourraient convenir à des applications industrielles. Pour être déployés en usine, ceux-ci doivent cependant être adaptés aux exigences du milieu. Dans les usines PSA, les principales contraintes sont les suivantes :

- Le temps requis pour revêtir et calibrer le système : il doit être de l'ordre de quelques minutes afin d'éviter de prolonger le temps nécessaire aux opérateurs pour s'équiper de leur tenue de travail.
- Connaissant le volume réduit des espaces de travail en usine, l'encombrement de l'exosquelette doit être minimal afin de ne pas restreindre l'espace d'accessibilité de l'opérateur.
- En termes de cinématique, il doit être capable de suivre les mouvements naturels imposés par l'opérateur sans les modifier.
- En termes de sécurité, le groupe PSA se réfère aux exigences imposées par l'AFNOR (*Association Française de NORmalisation*). La norme de sécurité NF-ISO-13482, relative à l'utilisation des robots non-médicaux dédiés à l'assistance à la personne est en cours d'élaboration [AFNOR, 2014]. L'utilisation de l'exosquelette sera par conséquent conforme aux exigences de cette norme.
- L'exosquelette doit présenter une autonomie adaptée à la durée de travail des opérateurs. En général, les opérateurs occupant des postes lourds au sein des usines PSA sont remplacés toutes les 2 heures pour éviter les risques de TMS. Par conséquent, l'autonomie minimale d'un exosquelette doit être conforme à cette durée.
- Il est préférable que le mode d'alimentation soit par batteries rechargeables et remplaçables facilement pour éviter d'impacter le temps de travail des opérateurs.
- Enfin, l'exosquelette considéré dans ce cas comme un outil de travail, devra être adapté à différentes morphologies pour être utilisé par différents opérateurs.

Dans cette section, nous présenterons les principaux exosquelettes militaires et civils existants dans la littérature. Ces derniers sont classés selon leur système d'actionnement afin d'évaluer leurs possibilités d'application dans l'industrie automobile.

Les exosquelettes à actionnement hydraulique

- **BLEEX** : BLEEX (*Berkeley Lower Extremity Exoskeleton*) est le premier exosquelette conçu dans le cadre du projet *Exoskeletons for Human Performance Augmentation* financé par l'agence américaine de la défense : la DARPA (*Defense Advanced Research Projects Agency*). Il a été développé pour augmenter les performances humaines des fantassins, en leur permettant de porter des charges lourdes pesant jusqu'à 75 kg à la vitesse de 1.3 m/s. Cet exosquelette est dit autonome, car il porte sa propre source d'énergie électrique, placée au niveau du dos. Son architecture anthropomorphe compte 7 DDL par jambe, dont 4 sont actionnés : l'abduction/adduction de la hanche, la flexion/extension de la hanche, du genou et de la cheville [Zoss *et al.*, 2006]. Les 3 autres DDL (l'abduction/adduction de la cheville, la rotation de la cheville et de la hanche) sont équipés d'impédances passives à base de ressorts et d'élastomères en acier [Kazerooni *et al.*, 2005]. BLEEX est contrôlé à partir de ses capteurs internes, et son système de commande utilise le modèle dynamique inverse du robot pour calculer le couple nécessaire à exercer par ses actionneurs et assister l'utilisateur [Kazerooni *et al.*, 2005, Steger *et al.*, 2006]. Le projet BLEEX a été repris par la société Lockheed Martin en 2009, et a donné naissance par la suite à l'exosquelette HULC.
- **HULC** : HULC (*Human Universal Load Carrier*) permet comme son nom l'indique, de porter des charges très lourdes (jusqu'à 90 kg) en marchant sur une distance de plus de 20 km sur des terrains arides et accidentés. HULC bénéficie d'une grande autonomie, allant jusqu'à 3 jours, grâce à des piles à combustibles placées au niveau du dos. Il pèse environ 24 kilos sans piles. Il peut être revêtu en 30 secondes et retiré en 10 secondes, ce qui est très avantageux pour des applications dans le domaine militaire. Avec HULC, il est possible de s'accroupir, de ramper, ou de courir jusqu'à 16 km/h. Cependant, il présente un nombre de DDL limité au niveau des jambes, lui permettant d'assister uniquement les mouvements de flexion/extension des hanches et des genoux.
- **XOS** : Développé par Sarcos, filiale de la société Raytheon, XOS est une véritable armure conçue pour l'armée américaine dans le cadre du programme de la DARPA. XOS amplifie la force, la vitesse et l'endurance des fantassins tout en permettant une grande fluidité de mouvements. Lors du port de charge, le poids ressenti est réduit 17 fois, ce qui permet d'éviter les fatigues et lésions musculaires [ArmyTechnologies, 2014]. L'exosquelette présente un système d'actionnement hydraulique à haute pression pouvant produire plus de 200 kg/cm² de force, ce qui permet au soldat de porter environ 22 kg par bras. Avec un poids estimé à 10 kg, le modèle actuel d'XOS est beaucoup plus léger que son prédécesseur de 90 kg, et consomme 50% d'énergie en moins.



FIGURE 1.6 – Les exosquelettes développés pour le programme de la DARPA : BLEEX (a), HULC (b) et XOS (c)

Cependant, il n'est pas encore autonome en termes d'énergie, car connecté à une source de puissance hydraulique externe. Il est prévu que ce problème soit rectifié pour la version suivante attendue en 2015, qui devrait proposer une autonomie de 8 heures [ArmyTechnologies, 2014].

Comme nous pouvons le voir en figure 1.6, l'intégration d'un système d'actionnement hydraulique permet certes d'obtenir de bonnes performances en termes de puissance et de vitesse, mais rend encore à ce jour les exosquelettes très volumineux et encombrants, ce qui représente une grande contrainte dans le milieu industriel et remet en cause l'utilisation des exosquelettes à actionnement hydraulique pour ce cas d'application.

Les exosquelettes à actionnement électrique

- **Power Assist Suit** : L'exosquelette japonais PAS (figure 1.7.a) a été conçu pour réduire la pénibilité des tâches et la charge posturale des agriculteurs japonais, dont la moyenne d'âge est relativement élevée. Avec ses 8 DDL actionnés par des moteurs à courant continu, cet exosquelette permet d'amplifier la force musculaire et de réduire l'effort physique de 62% en moyenne [Toyama et Yamamoto, 2009]. L'exosquelette est disponible en deux versions. La première pesant 33 kg est destinée à assister les agriculteurs qui transportent des charges lourdes et qui ramassent des légumes au sol. Avec un poids plus léger estimé à 23 kg, la seconde version est utilisée pour la cueillette. Elle permet à l'utilisateur d'y poser leurs bras afin de les maintenir dans une position tout à fait ergonomique. Cette dernière semble très intéressante pour des applications industrielles et pourrait répondre aux besoins d'assistance ergo-

nomique des postes d'assemblage automobile où les opérateurs sont contraints de travailler les bras fléchis vers le haut. Cependant, peu de détails relatifs à cet exosquelette sont communiqués dans la littérature.

- **HAL** : HAL (pour *Hybrid Assistive Limb*) est un exosquelette qui recouvre le corps complet et qui est développé par la société japonaise Cyberdyne. Ce dernier peut être utilisé pour des applications médicales ou civiles, pour l'aide à la marche et au port de charges allant jusqu'à 80 kg [Sankai, 2006]. Après le développement de plusieurs prototypes, la 5^{ème} génération de HAL, dénommée HAL-5 et présentée en figure 1.7 est actuellement commercialisée. Cet exosquelette présente un système d'actionnement électrique lié à des moteurs placés au niveau des épaules, des coudes, des hanches et des genoux. Deux systèmes de contrôle sont proposés pour ce système [Guizzo et Goldstein, 2005]. Le premier utilise la myoelectricité pour détecter l'intention du mouvement de l'utilisateur. En effet, lorsque ce dernier veut effectuer un mouvement, son cerveau transmet un signal au(x) muscle(s) concerné(s) via son système nerveux, ce qui provoque l'apparition de signaux EMG à la surface de la peau qui sont détectés par les capteurs de HAL, puis interprétés pour en déduire le type de mouvement désiré [Kawamoto et Sankai, 2002]. Le système embarqué calcule ensuite la puissance nécessaire à générer par les actionneurs pour assister le mouvement [Cyberdyne, 2014]. Le second système de contrôle permet de mémoriser les mouvements de son utilisateur pour une coaction fluide et synchronisée entre l'utilisateur et l'exosquelette. Ceci est très utile lorsque

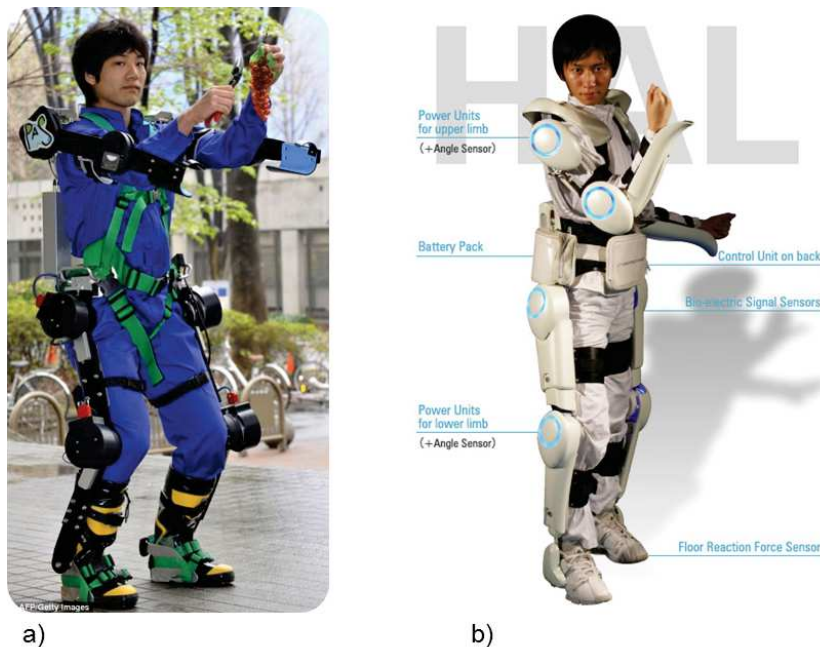


FIGURE 1.7 – Les exosquelettes PAS (a) et HAL-5 (b)

l'utilisateur présente un dysfonctionnement du système nerveux rendant difficile l'exploitation des signaux EMG.

Les principales limitations de HAL concernent son autonomie, qui est limitée à 2h40 environ, et sa durée de calibration pouvant atteindre deux mois pour une calibration optimale et spécifique à l'utilisateur [Guizzo et Goldstein, 2005]. De plus, ce système n'a encore jamais fait l'objet d'une utilisation industrielle.

- Honda :** Le constructeur automobile Honda a développé une gamme d'exosquelettes nommée *Walking Assist Devices*, dédiés à l'assistance des membres inférieurs. Le premier prototype, nommé *Stride Management Assist* (SMA) a été conçu pour assister les personnes atteintes de faiblesses musculaires, notamment les personnes âgées. Cette ceinture rigide est composée d'une batterie et d'un système embarqué qui pilote deux moteurs, situés au dessus des cuisses et reliés aux genoux par des sangles. Lorsque l'utilisateur marche, le système analyse la foulée de ses pas et détermine les couples moteurs nécessaires à l'assistance. De plus, le rythme cardiaque de l'utilisateur est continuellement mesuré, ce qui permet d'adapter en temps réel la vitesse de la marche. Cet exosquelette équipé de batteries lithium-ion ne pèse que 2.8 kg et présente une autonomie de 2 heures pour une utilisation à la vitesse de marche de 4,5 km/h. Il a fait l'objet de 130 brevets et est actuellement loué aux hôpitaux japonais. Le *Bodyweight Support Assist* (BSA) est un second prototype de structure similaire à celle du SMA qui permet de réduire la charge musculaire et les articulations des jambes en supportant une partie du poids de l'utilisateur. Il s'avère très utile dans les situations où l'utilisateur doit rester longtemps debout, s'accroupir et se relever de façon répétée, ou encore monter des marches et porter des charges lourdes. Rattaché aux membres inférieurs, ce système représenté en figure 1.8 mesure la force de réaction au sol à partir des capteurs situés au niveau des semelles, pour déterminer la force de compensation adap-

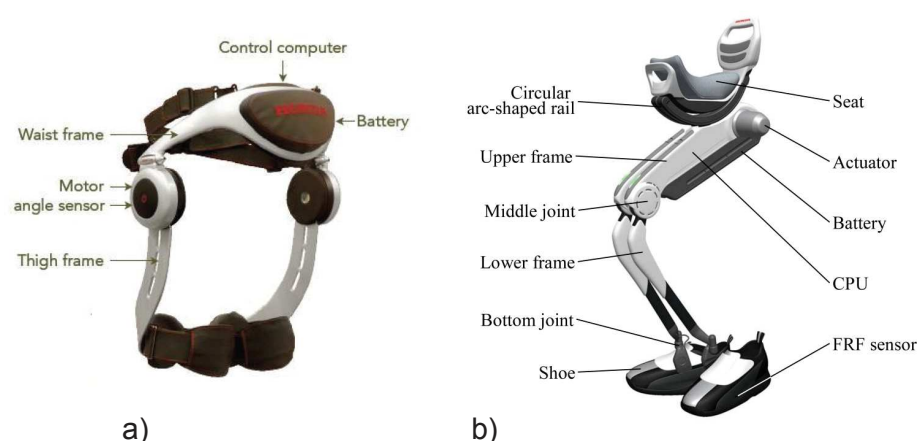


FIGURE 1.8 – Les exosquelettes SMA (a) et BSA (b) développés par Honda

tée aux mouvements des membres inférieurs. Le BSA est intuitif à l'utilisation et ne pèse que 6.5 kg. Il a une autonomie équivalente à celle du SMA et existe en trois tailles : S, M et L. Ce prototype n'est malheureusement pas encore commercialisé mais son application dans le milieu industriel est prévue, il a d'ailleurs fait l'objet d'une campagne d'essais dans l'usine Honda de Saitama (voir figure 1.9).



FIGURE 1.9 – Le BSA utilisé pour l'assistance des opérateurs de l'usine Honda [Honda, 2013]

Les exosquelettes à actionnement électrique présentent l'avantage d'être peu encombrants, et leur système d'alimentation par batterie convient à une utilisation dans le milieu industriel. Cependant, en fonction de l'application, certains prototypes sont relativement limités en termes d'autonomie, et leur durée de calibration peut être conséquent.

Autres exosquelettes

- **Muscle Suit** : Cet exosquelette à actionnement pneumatique est utilisé pour porter des charges pesant jusqu'à 50 kg. Le Muscle suit est un exosquelette très léger ne pesant que 8 kg grâce à sa structure en carbone. Ses DDL sont motorisées au moyen de muscles artificiels de Mc Kibben à air comprimé en gomme et en nylon [Kobayashi et Hiramatsu, 2004] dont le principe de fonctionnement est décrit dans [Schulte Jr, 1961]. Malgré les performances intéressantes qu'il présente, le Muscle Suit ne semble pas respecter les amplitudes du mouvement humain, ce qui restreint les gestes de son utilisateur. De plus, la compensation de poids n'est active que lorsque les bras sont immobiles, car les mouvements du bras sont bloqués durant l'aide au port de charges [Muramatsu *et al.*, 2011].
- **Hercule [Rb3d, 2014]** : HERCULE est un exosquelette français développé par la société Rb3d dans le cadre d'un programme de l'agence nationale de la

recherche et de la direction générale de l'armement, permettant de financer des projets de recherche portés par des Petites et Moyennes Entreprises (PME). La première version d'Hercule dévoilée en 2011 était dédiée à des applications militaires. Initialement, celle-ci ne recouvrait que les membres inférieurs et permettait le port de charges pesant jusqu'à 40 kg. Aujourd'hui, Hercule recouvre le corps complet, et le développement de son successeur nommé Héraclès, permettant de porter des charges pesant jusqu'à 100 kg, est déjà planifié.

La version actuelle pèse 32 kg batteries incluses, et présente une autonomie de 5 heures pour une utilisation à la vitesse de 4 km/h. Hercule présente deux actionneurs par jambe pour assister les mouvements de flexion/extension de la hanche et du genou. Son système d'actionnement s'appuie sur la technologie à



FIGURE 1.10 – L'exosquelette pneumatique Muscle Suit



a)



b)

FIGURE 1.11 – Les exosquelettes Hercule (a) et HV3 (b)

vis et câble brevetée par le CEA-LIST [Garrec, 2003], qui permet un contrôle en couple sans capteur d'effort et une commande d'axes sans capteur d'intention. Ce dernier lui réfère une fluidité de mouvements lui permettant d'être utilisé pour des applications civiles. C'est ainsi qu'une troisième version, HV3, entièrement dédiée aux applications civiles a vu le jour en 2013 [Rb3d, 2014]. Disponible en différentes tailles selon la morphologie de l'utilisateur, cet exosquelette des membres inférieurs présente une autonomie de 4 heures, se porte en moins d'une minute et présente un poids de 30 kg. Ce dernier suscite particulièrement l'intérêt du groupe PSA. Sa commercialisation est prévue pour 2015, pour un prix estimé aujourd'hui à 20000 €. Toutefois, il permet d'assister les mouvements des membres inférieurs effectués uniquement dans le plan sagittal.

- **Exhauss** : La start-up Exhauss développe des exosquelettes dont le principe de fonctionnement a été inspiré de celui des stabilisateurs de caméras utilisés dans le milieu du cinéma. Ces dispositifs totalement passifs s'appuient sur une technologie brevetée à l'international de bras mécaniques dits isoélastiques conçus à partir de tendeurs. Ils peuvent être utilisés pour l'assistance des ouvriers du bâtiment, des opérateurs en industrie, ou encore pour effectuer des tâches domestiques pénibles. La gamme Exhauss se décline en six modèles différents, représentés en figure 1.12, dont quatre sont actuellement disponibles à la vente [Exhauss, 2013] :
 - le modèle *Worker* destiné à l'assistance au port d'outils volumineux ;
 - le modèle *Assembler*, destiné aux ouvriers qui effectuent des tâches répétitives en adoptant des postures contraignantes ;
 - le modèle *Hanger*, équipé d'un harnais muni d'une potence au bout de laquelle se trouve un équilibreur/compensateur qui permet à l'ouvrier de suspendre son outil de travail pour ne pas ressentir son poids et avoir les mains libres ;
 - le modèle *Transporter*, qui est utilisé comme 3^{eme} bras au bout duquel peuvent se monter différents préhenseurs pesant jusqu'à 25 kg ;
 - le modèle *Stronger*, qui est un exosquelette quasi-passif en cours de développement. Il permettra le port de charges allant jusqu'à 25 kg, et sera calibré à partir d'un système électronique ;
 - le modèle *Lifter*, de fonctionnement similaire à celui du *Hanger*. Cet exosquelette en cours de développement sera équipé d'une potence au bout de laquelle se trouve une commande de déroulement/d'enroulement électronique du câble d'un treuil spécial. Il est particulièrement destiné au port de charges posées au sol.

Les Exhauss ont un poids moyen de 8 kg. Leurs concepteurs tentent de réduire ce poids en utilisant des matériaux plus légers tels que le carbone pour les versions suivantes. Leur fonctionnement simple et leur coût très accessible estimé à 5000 € en moyenne suscitent beaucoup d'intérêt auprès des industriels. Ils

font d'ailleurs actuellement l'objet d'évaluations au sein de PSA.



FIGURE 1.12 – Les exosquelettes passifs Exhauss utilisés dans le milieu industriel comme outil de travail [Exhauss, 2013]

1.5 Les méthodes d'analyse ergonomique

Les méthodes d'analyse ergonomique s'inscrivent dans la démarche de prévention des TMS. Elles visent à évaluer la pénibilité d'un poste de travail afin d'en déterminer les éventuelles modifications à apporter pour réduire le risque de TMS. Les principales méthodes utilisées dans le milieu industriel sont présentées ci-dessous.

L'utilisation de questionnaires est une pratique très répandue dans la communauté des ergonomes. Celui proposé par la direction générale du travail en France, présenté en annexe 4.6, permet de recueillir un grand nombre d'informations concernant l'état de santé, la répétitivité des gestes, l'intensité des efforts produits par les opérateurs et la durée de travail [Caroly *et al.*, 2008]. Nous pouvons également citer à titre d'exemple le questionnaire développé par l'agence américaine de la santé (OSHA), qui détermine et évalue la tâche la plus contraignante durant un cycle de travail [Silverstein *et al.*, 1997]. Cependant, si le questionnaire est une méthode simple et rapide pour l'évaluation globale d'un poste de travail, il ne permet pas d'identifier en détail les facteurs susceptibles de nuire à la santé des opérateurs.

En industrie, l'analyse ergonomique est généralement effectuée à partir de l'évaluation des postures de l'opérateur en situation de travail. Une méthode bien connue est RULA (*Rapid Upper Limb Assessment*), illustrée en figure 1.13, qui consiste à observer la posture de l'opérateur et à attribuer un score relatif à sa pénibilité sans effectuer de mesure, en tenant compte des différents facteurs de risques tels que la fréquence et la durée des tâches de travail [McAtamney et Nigel Corlett, 1993]. La méthode RULA est dédiée uniquement à l'analyse des membres supérieurs. La méthode REBA (*Rapid Entire Body Assessment*) est quant à elle utilisée pour analyser le corps complet [Hignett et McAtamney, 2000]. Cependant, dans le cas de l'utilisation de ces méthodes, une mauvaise appréciation de la posture peut modifier significativement le score, ce qui peut avoir des conséquences majeures sur l'interprétation des résultats [Pontonnier, 2010].

ERGONOMICS PLUS **RULA Employee Assessment Worksheet** Task Name: _____ Date: _____

A. Arm and Wrist Analysis

Step 1: Locate Upper Arm Position:

Step 1a: Adjust...
If shoulder is raised: +1
If upper arm is abducted: +1
If arm is supported or person is leaning: -1

Step 2: Locate Lower Arm Position:

Step 2a: Adjust...
If either arm is working across midline or out to side of body: Add +1

Step 3: Locate Wrist Position:

Step 3a: Adjust...
If wrist is bent from midline: Add +1

Step 4: Wrist Twist:
If wrist is twisted in mid-range: +1
If wrist is at or near end of range: +2

Step 5: Look-up Posture Score in Table A:
Using values from steps 1-4 above, locate score in Table A

Step 6: Add Muscle Use Score
If posture mainly static (i.e. held >10 minutes), Or if action repeated occurs 4X per minute: +1

Step 7: Add Force/Load Score
If load < 4.4 lbs. (intermittent): +0
If load 4.4 to 22 lbs. (static or repeated): +1
If load 4.4 to 22 lbs. (static or repeated): +2
If more than 22 lbs. or repeated or shocks: +3

Step 8: Find Row in Table C
Add values from steps 5-7 to obtain Wrist and Arm Score. Find row in Table C.

Table A: Wrist Score

Upper Arm	Lower Arm	Wrist Score			
		Wrist Twist	Wrist	Wrist	Wrist
1	1	1	2	2	3
1	2	2	2	2	3
1	3	2	3	3	4
1	4	2	3	3	4
2	1	2	3	3	4
2	2	3	3	3	4
2	3	3	4	4	5
2	4	3	4	4	5
3	1	3	4	4	5
3	2	3	4	4	5
3	3	4	4	4	5
3	4	4	4	4	5
4	1	4	4	4	5
4	2	4	4	4	5
4	3	4	4	5	6
4	4	5	5	5	6
5	1	5	5	5	6
5	2	5	6	6	7
5	3	6	6	7	8
5	4	6	6	7	8
6	1	7	7	7	8
6	2	8	8	8	9
6	3	9	9	9	9

Table B: Neck, Trunk and Leg Analysis

Step 9: Locate Neck Position:

Step 9a: Adjust...
If neck is twisted: +1
If neck is side bending: +1

Step 10: Locate Trunk Position:

Step 10a: Adjust...
If trunk is twisted: +1
If trunk is side bending: +1

Step 11: Legs:
If legs and feet are supported: +1
If not: +2

Table B: Trunk Posture Score

Neck Posture Score	Trunk Posture Score					
	Legs	Legs	Legs	Legs	Legs	Legs
1	1	2	3	4	5	6
2	2	3	4	5	6	7
3	3	4	5	6	7	8
4	4	5	6	7	8	9
5	5	6	7	8	9	9
6	6	7	8	9	9	9

Step 12: Look-up Posture Score in Table B:
Using values from steps 9-11 above, locate score in Table B

Step 13: Add Muscle Use Score
If posture mainly static (i.e. held >10 minutes), Or if action repeated occurs 4X per minute: +1

Step 14: Add Force/Load Score
If load < 4.4 lbs. (intermittent): +0
If load 4.4 to 22 lbs. (static or repeated): +1
If load 4.4 to 22 lbs. (static or repeated): +2
If more than 22 lbs. or repeated or shocks: +3

Step 15: Find Column in Table C
Add values from steps 12-14 to obtain Neck, Trunk, and Leg Score. Find column in Table C.

Table C: Neck, Trunk, Leg Score

Wrist / Arm Score	Neck, Trunk, Leg Score					
	1	2	3	4	5	6
1	1	2	3	4	5	6
2	2	3	4	5	6	7
3	3	4	5	6	7	8
4	4	5	6	7	8	9
5	5	6	7	8	9	9
6	6	7	8	9	9	9
7	7	8	9	9	9	9
8	8	9	9	9	9	9

Scoring: (final score from Table C)
1-2 = acceptable posture
3-4 = further investigation, change may be needed
5-6 = further investigation, change soon
7 = investigate and implement change

RULA Score

FIGURE 1.13 – Principe de la méthode RULA [ErgonomicPlus, 2014]

D'autres méthodes permettent de tenir compte d'un nombre plus important de facteurs pour évaluer les situations de travail et d'attribuer un score relatif à la pénibilité des postures. Par exemple, OCRA (*Occupational Repetitive Actions*), en plus de considérer tout les facteurs inclus dans la méthode RULA, intègre dans

son analyse un indice qui caractérise l'intensité de la force requise pour exécuter le mouvement [Occhipinti, 1998]. Aussi, l'outil OREGE (*Outil de Repérage et d'Évaluation des Gestes*) développé par l'INRS est proposé pour le diagnostic de postes de travail dans le milieu industriel. L'analyse OREGE [Aptel *et al.*, 2000] se base sur l'observation des positions articulaires et de l'estimation d'un indice relatif à l'effort physique, défini ici comme la contraction d'un muscle ou d'un groupe de muscles en vue de la réalisation du mouvement. L'indice d'effort est estimé à partir de la synthèse de l'auto-évaluation de l'opérateur complétée par les observations de l'ergonome. Il est déduit à partir des grilles d'évaluation proposés par Latko *et al.* [Latko *et al.*, 1997].

Au sein du groupe PSA, une méthode nommée METEO a été développée par les ergonomes et est utilisée en interne pour classer les postes en fonction de leur pénibilité. Elle se base sur l'observation des différentes postures adoptées par l'opérateur durant son cycle de travail, de la durée et de la fréquence des tâches.

L'ensemble des méthodes présentées ci-dessus sont fondées sur une estimation qualitative de la pénibilité, car aucune mesure n'est effectuée et les scores sont attribués uniquement à partir de l'observation des postures de l'opérateur. La méthode proposée par Péninou *et al.* permet quant à elle une analyse quantitative et détaillée des postures de travail [Peninou *et al.*, 1994]. Sur un document photographique de l'opérateur en situation de travail sont identifiés manuellement les différents centres instantanés de rotations des segments corporels, représentés par des points. Ces

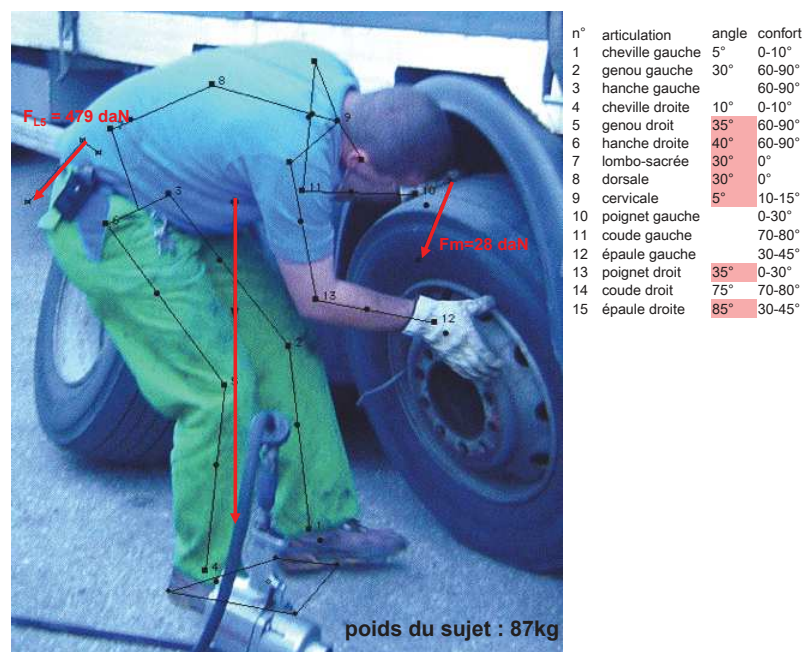


FIGURE 1.14 – Analyse posturale et calcul de la force musculaire équivalente d'après [Peninou *et al.*, 1994]

points sont ensuite reliés pour représenter les segments corporels afin de calculer les positions articulaires ainsi que les forces des muscles équivalents. Ce principe est illustré en figure 1.14. Cette analyse uniquement effectuée dans le plan sagittal est cependant sujette à controverse, car elle dépend fortement du placement manuel des points et nécessite des connaissances approfondies en biomécanique pour identifier les points d'application des forces musculaires, nécessaires à l'estimation de leur valeur.

Une approche plus originale a été proposée par Kadefors et Forsman pour évaluer des postes de travail dans l'industrie automobile [Kadefors et Forsman, 2000, Forsman *et al.*, 2003]. Le principe consiste à réaliser une séquence vidéo de l'opérateur en situation de travail, qui est chargé de désigner les postures contraignantes ainsi que les régions corporelles où la douleur est ressentie. Cette méthode a fait l'objet d'une adaptation par l'INRS pour l'évaluation des risques de TMS dans les PME [Aptel *et al.*, 2008]. Si cette dernière présente l'avantage d'être pratique et simple à mettre en œuvre, elle dépend particulièrement du ressenti et de l'objectivité de l'opérateur, car aucune mesure n'est effectuée pour appuyer ses propos.

Les méthodes présentées ci-dessus permettent d'obtenir une évaluation globale et qualitative du poste de travail. Cependant, elle s'avèrent limitées pour quantifier la dépense énergétique ou encore l'activité musculaire durant un cycle de travail complet, et dans le cas où l'opérateur est assisté par un robot collaboratif. Par conséquent, l'utilisation des méthodes d'analyse dynamique, permettant de mesurer les efforts tout au long du cycle de travail s'avère plus pertinente. Par exemple, dans la littérature, de nombreuses études ont été menées sur la base de relevés électromyographiques (EMG) pour l'analyse de l'activité musculaire des opérateurs [Wells *et al.*, 1997, Freivalds *et al.*, 2000]. Cependant, ces méthodes sont difficiles à mettre en œuvre dans le milieu industriel compte tenu de la durée de calibration et de la difficulté d'interprétation des données EMG. Dans ce contexte, l'utilisation d'outils de modélisation et de simulation dynamique pour l'analyse biomécanique est une solution intéressante pour effectuer une analyse dynamique détaillée des tâches industrielles, particulièrement dans le cadre de la conception de solutions d'assistance ergonomique. Ce principe sera donc utilisé dans notre étude pour évaluer la pénibilité des postes de travail.

1.6 Notions de biomécanique et d'anatomie

Dans le cadre des travaux de cette thèse, nous nous intéresserons exclusivement aux tâches industrielles sollicitant les membres supérieurs, qui sont principalement touchés par les TMS. Par conséquent, certaines notions de biomécanique et d'anatomie du membre supérieur utilisées dans ce document sont définies dans la présente section.

1.6.1 Plans et axes anatomiques

En biomécanique, la description d'une position ou d'un mouvement est effectuée en fonction des plans et des axes anatomiques, définis à partir de la position anatomique de référence. Dans cette position, le sujet est debout, les bras le long du corps et les paumes vers l'avant. Les trois plans anatomiques, représentés en figure 1.15, scindent le corps en deux parties symétriques :

- Le plan frontal : qui permet de distinguer la partie faciale de la partie dorsale,
- Le plan sagittal : qui passe par la ligne médiane du corps et permet de distinguer la partie gauche et la partie droite du corps humain,
- Le plan transversal : qui est parallèle au sol et divise le corps humain en parties supérieure et inférieure,

Les trois axes anatomiques sont les suivants :

- l'axe vertical ou longitudinal : situé à l'intersection du plan frontal et du plan sagittal
- l'axe transversal ou médio-latéral : situé à l'intersection du plan frontal et du plan transversal
- l'axe sagittal ou antéro-postérieur : situé à l'intersection du plan sagittal et du plan transversal

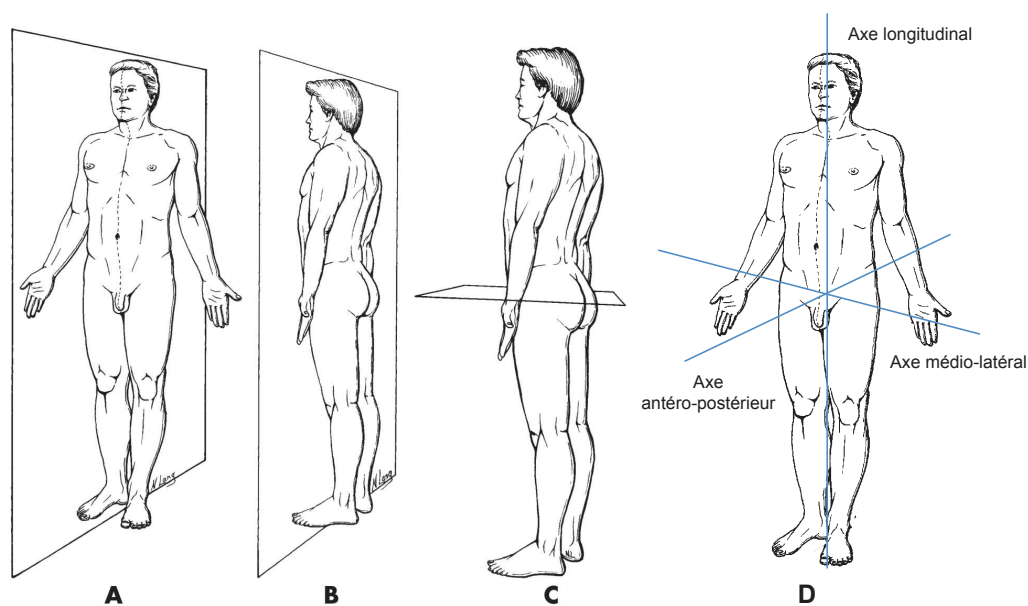


FIGURE 1.15 – Plans sagittal (A), frontal (B) et transversal (C) et axes anatomiques (D) d'après [Bergmann et Peterson, 2010]

1.6.2 Anatomie du membre supérieur

Le membre supérieur est composé de trois segments corporels : le bras, l'avant bras et la main, reliés par l'épaule, le coude et le poignet.

L'épaule est l'une des articulations les plus complexes qui offre la possibilité d'accomplir un grand nombre de mouvements. Elle constitue un complexe articulaire constitué de deux sous-systèmes [Lenarcic et Stanisic, 2003]. Le premier sous-système, dénommé ceinture scapulaire, regroupe la scapula (ou l'omoplate) et la clavicule, ainsi que les articulations sterno-claviculaire, acromio-claviculaire et scapulo-thoracique, représentées en figure 1.16. Le second sous-système correspond à l'articulation gléno-humérale, permettant les mouvements de l'humérus autour du tronc. Certains chercheurs ont modélisé le complexe articulaire de l'épaule en tenant compte des mouvements de la ceinture scapulaire [Lenarcic et Stanisic, 2003, De Sapio *et al.*, 2006]. Mais généralement, la communauté robotique considère uniquement les mouvements de l'articulation gléno-humérale pour modéliser l'épaule. Par conséquent, nous utilisons dans cette étude 3 DDL pour décrire les mouvements de l'épaule : la flexion/extension, l'abduction/adduction et la rotation interne/externe.

Le coude établit la jonction entre le l'humérus et les deux os de l'avant bras : le radius et le cubitus. Le coude permet les mouvements de flexion/extension et participe aux mouvements de pronation/supination de l'avant bras. Par conséquent, 2 DDL sont généralement identifiés sur l'articulation du coude.

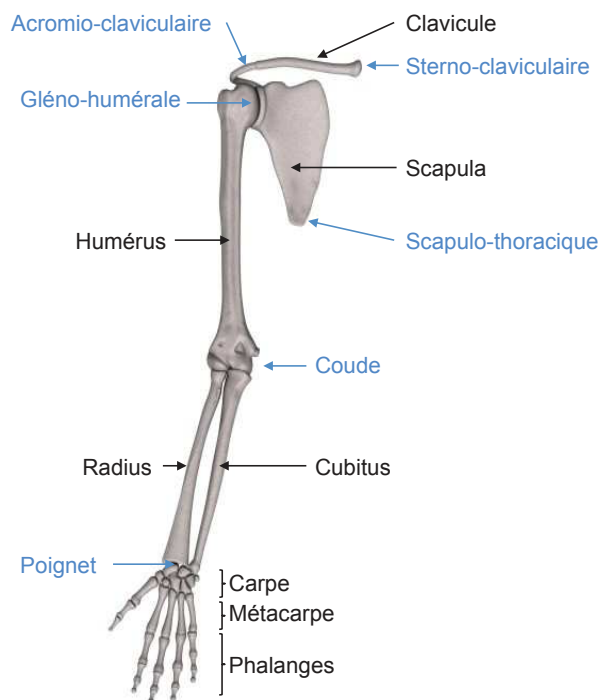


FIGURE 1.16 – Anatomie du membre supérieur d'après [Dufour, 2007]

Enfin, le poignet est l'articulation reliant l'avant bras à la main. Il présente 2 DDL : la flexion/extension et l'inclinaison ulnaire/radiale.

Au total, 7 DDL, représentés en figure 1.17 sont généralement utilisés pour décrire les mouvements du membre supérieur humain. Nous utiliserons cette modélisation dans la suite de notre étude.

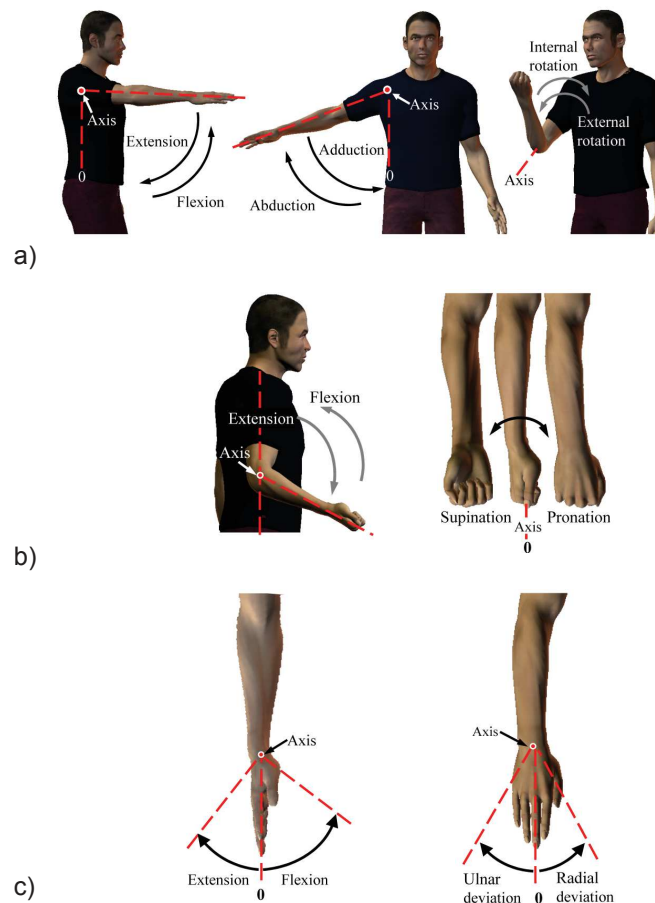


FIGURE 1.17 – Les DDL de l'épaule (a), du coude (b) et du poignet (c) d'après [Gopura, 2009]

1.7 Conclusion

Nous avons montré, en première section de ce chapitre, que l'accroissement perpétuel du taux de TMS dans le milieu industriel engendre des conséquences socio-économiques majeures pour les entreprises et l'état. Pour lutter contre ce fléau, le groupe PSA Peugeot Citroën a mis au point des manipulateurs dédiés à l'aide au port de charges, et dont le fonctionnement principal a été présenté précédemment.

Aussi avons-nous démontré que ce type de solution s'avère limitée en termes de flexibilité et de réactivité, ce qui rend leur utilisation contraignante. Le groupe cherche donc à remplacer ces solutions par des moyens plus intuitifs et s'intéresse particulièrement aux exosquelettes, qui ont fait l'objet d'une revue de littérature dans ce chapitre. Il est alors nécessaire de justifier leur apport ergonomique à partir d'une méthode quantitative afin de convaincre les industriels d'investir dans ce type de technologie. Par conséquent, nous avons présenté les principales méthodes d'analyse ergonomique utilisées dans le milieu industriel. Bien que la liste présentée ci-dessus ne soit pas exhaustive, cet état de l'art démontre que les méthodes industrielles courantes d'analyse ergonomique ne sont pas adaptées à l'évaluation des tâches de travail effectuées en interaction avec un exosquelette.

Nous proposons donc dans ce mémoire d'évaluer l'interaction entre l'opérateur et l'exosquelette d'abord d'un point de vue biomécanique, en développant la méthode présentée dans le chapitre suivant. Ensuite, nous présenterons dans la suite de ce mémoire une approche nouvelle dans le contexte industriel pour évaluer l'interaction avec un exosquelette. Cette dernière, présentée dans la suite du mémoire, se base sur les principes du contrôle moteur humain et permettra de juger de la capacité des exosquelettes à reproduire les mouvements naturels humain.

Chapitre 2

Analyse de l'apport ergonomique d'un exosquelette

2.1 Introduction

Dans les usines de PSA Peugeot Citroën, l'utilisation d'exosquelettes comme dispositifs d'assistance est une solution prometteuse qui permettrait d'améliorer l'ergonomie des postes de travail et de réduire les risques de TMS. Il est par conséquent nécessaire d'évaluer leurs performances ergonomiques pour s'assurer de leur efficacité et également pour guider les industriels dans le choix de solutions adaptées à leurs besoins. Cependant, dans le milieu industriel, l'apport ergonomique d'un robot collaboratif est généralement jugée au ressenti des opérateurs, car comme présenté dans le chapitre précédent, les méthodes d'analyse ergonomique qui y sont utilisées s'avèrent non-adaptées à l'évaluation de l'interaction entre le robot et l'utilisateur. Dans la littérature, les études menées sur le sujet sont peu nombreuses. N. Jarrassé a proposé de définir des indices de performance pour qualifier les capacités d'interactions d'un exosquelette utilisé pour la rééducation des membres supérieurs de patients hémiplegiques [Jarrassé, 2010]. Ces indices concernent entre autres la durée du mouvement, la symétrie du profil de vitesse, la courbure de la trajectoire cartésienne de la main, l'amplitude des mouvements articulaires et les forces d'interactions. Cette étude étant menée dans le cadre d'une application clinique, elle se focalise uniquement sur l'analyse du mouvement humain effectué en interaction avec l'exosquelette, mais ne permet pas de juger de l'apport de l'exosquelette en termes d'ergonomie.

Dans les travaux de Maurice *et al.* [Maurice *et al.*, 2014], trois critères sont définis pour évaluer la performance ergonomique d'un robot collaboratif dans le milieu industriel. Il s'agit de la position articulaire, de l'effort physique et de la dépense énergétique de l'opérateur, estimés durant l'exécution de la tâche à partir de la modélisation numérique du corps humain et de la simulation dynamique du système. Bien que ces indices ont été choisis dans cette étude pour la spécification de l'apport ergonomique d'un robot collaboratif lors de la phase de conception, ils peuvent tout

à fait être utilisés pour analyser l'apport de moyens d'assistance existants. Dans une démarche similaire, nous proposons dans ces travaux d'évaluer l'apport des exosquelettes utilisés comme dispositifs d'assistance ergonomique dans l'industrie automobile. Cette étude se base sur l'évaluation de différents critères biomécaniques relatifs à la tâche observée et estimés à partir d'un outil de modélisation biomécanique. Dans le cadre de notre expérimentation, nous utilisons l'exosquelette ABLE développé par le Commissariat à l'Energie Atomique (CEA). L'objectif de notre étude est d'une part de mettre en place et de valider la méthode d'évaluation, et d'autre part de conclure sur l'utilité de ce type de robot dans le milieu industriel. Une brève présentation de la technologie ABLE constituera la première partie de notre chapitre. Nous présenterons ensuite le protocole d'expérimentation ainsi que les paramètres biomécaniques évalués au cours de cette expérimentation. Les résultats feront enfin l'objet d'une analyse comparative, présentée en dernière partie du chapitre.

2.1.1 Description générale

ABLE est un exosquelette mono-bras droit initialement conçu comme bras maître pour des tâches de télé-opération dans l'industrie nucléaire [Garrec *et al.*, 2004]. La première version d'ABLE à 4 DDL anthropomorphes, représentée en figure 2.1.a, a été utilisée pour des applications cliniques dans le cadre de la rééducation neuromotrice de patients hémiplegiques [Jarrassé, 2010, Crocher, 2012]. Repensée pour des applications industrielles, la seconde version d'ABLE à 7 axes (figure 2.1).b présente une architecture mécanique totalement différente de celle du prototype précédent. La chaîne cinématique du module épaule, présentée en figure 2.2, est composée de 3 axes non-anthropomorphes [Garrec *et al.*, 2011]. La cinématique du module "avant-bras+poignet" est quant à elle similaire à celle de l'humain. Elle est constituée de 4 axes permettant la flexion/extension du coude, la pronosupination de l'avant-bras, la flexion/extension et l'abduction/adduction du poignet (voir figure 2.2). Ce module est constitué d'une structure parallèle à faible inertie, présentée en détail dans [Garrec et Verney, 2010], et qui prévoit un emplacement pour l'éventuel outil utilisé durant la tâche de travail.

2.1 Introduction

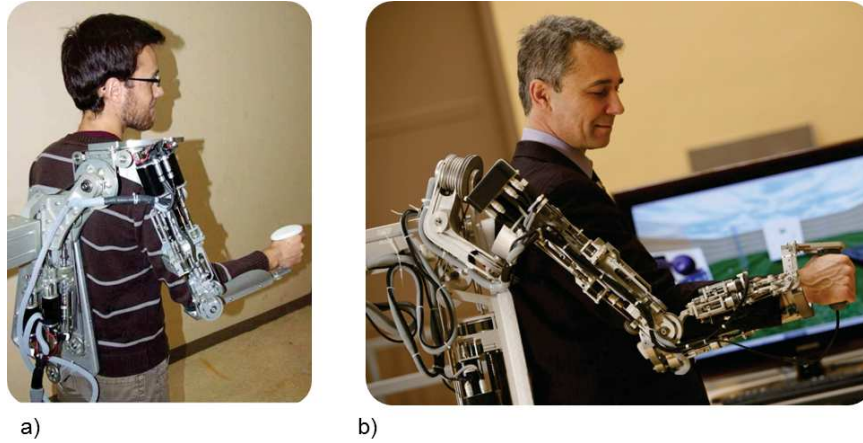


FIGURE 2.1 – Les deux versions de l'exosquelette ABLE à 4 axes (a) [Jarrassé, 2010] et 7 axes (b) [Garrec *et al.*, 2011]

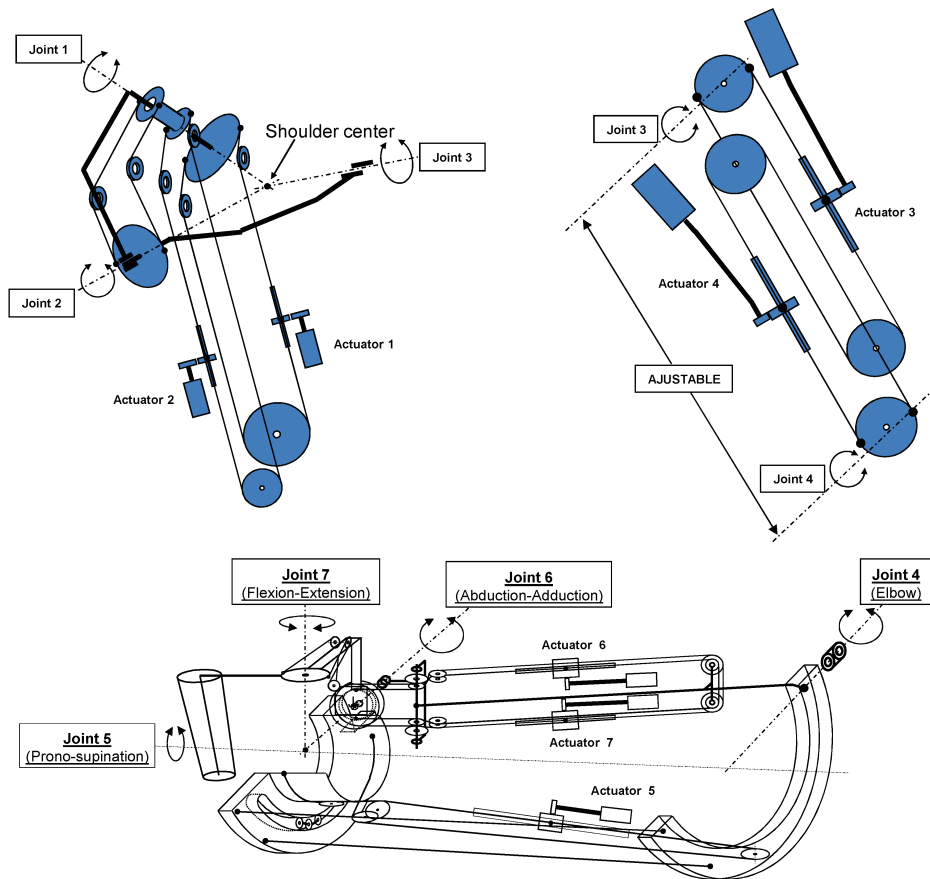


FIGURE 2.2 – Structure cinématique de l'exosquelette ABLE à 7DDL [Garrec *et al.*, 2011]

2.1.2 Système d'actionnement et contrôleur

La particularité d'ABLE réside dans son système d'actionnement conçu à partir de moteurs à courant continu et d'une chaîne de transmission brevetée par le CEA, dénommée SCS (pour *Screw and Cable System*) [Garrec, 2003]. Un actionneur SCS combine une vis à bille flottante bloquée en rotation et traversée en son centre par un câble de transmission. Le fonctionnement de ce système est décrit en détail dans [Jarrassé, 2010]. Les faibles frottements secs résultant de la transmission à vis et câble confèrent à l'exosquelette une importante réversibilité mécanique, lui permettant de détecter tout mouvement entrepris par l'utilisateur à partir des capteurs de position des moteurs, et de compenser les frictions en conséquence.

Deux fonctions principales, décrites ci-après, caractérisent le système de contrôle d'ABLE : la compensation de frottement et la compensation de gravité.

- **La compensation de frottement** : elle correspond à une compensation du frottement sec dynamique. En effet, l'exosquelette n'utilisant pas de boucle d'asservissement d'effort, il n'est pas possible d'effectuer une compensation à vitesse nulle [Jarrassé, 2010]. La compensation de frottement (Γ_f) est modélisée dans le contrôleur par :

$$\Gamma_f = \tanh(\epsilon\omega)f \quad (2.1)$$

où f correspond à la friction statique, ω la vitesse du moteur et $\tanh(\epsilon\omega)$ la fonction de lissage, ϵ étant l'inclinaison à l'origine. Augmenter la valeur de ϵ entraînera une meilleure compensation. Cependant, sa surestimation peut être à l'origine d'importantes oscillations.

- **La compensation de gravité** : elle est caractérisée par la valeur de l'effort du k^{eme} axe (Γ_k), déterminé à partir du modèle géométrique direct de l'exosquelette, suivant l'équation 2.2 [Sylla *et al.*, 2014] :

$$\Gamma_k = (m_{x_k} \cos \theta_k + m_{y_k} \sin \theta_k)g, \quad (2.2)$$

où g est l'accélération de la pesanteur, θ l'angle de l'axe k de l'exosquelette, et m_{x_k} et m_{y_k} les masses définies respectivement par les équations 2.3 et 2.4 (voir figure 2.3) :

$$m_{x_k} = x_{g_k}m_k, \quad (2.3)$$

$$m_{y_k} = y_{g_k}m_k, \quad (2.4)$$

m_k correspond à la contribution de masse de l'axe k , x_{g_k} et y_{g_k} les bras de levier du centre de masse respectivement autour des axes x_k et y_k .

En théorie, les couples moteurs générés à partir de la compensation de gravité

2.2 Tâche analysée : le vissage sous-caisse

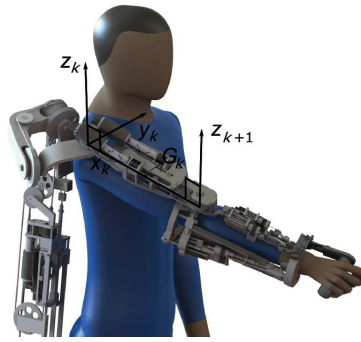


FIGURE 2.3 – Représentation des axes x_k , y_k et z_k

permettront donc de réduire le poids de l'outil ressenti par l'utilisateur et les couples articulaires générés par l'utilisateur lors du mouvement du bras. Dans notre étude, nous utiliserons principalement cette fonctionnalité pour soulager la charge physique des sujets durant la tâche de vissage. Celle-ci étant paramétrable à partir du contrôleur de l'exosquelette, différents niveaux de compensation de gravité seront utilisés au cours de nos essais.

2.2 Tâche analysée : le vissage sous-caisse

Le poste analysé dans cette étude, intitulé 'Mise en place des canalisations de freins', est retrouvé en fin de ligne de production automobile. Il consiste comme son nom l'indique à placer les tubes de freins au niveau de la partie basse du véhicule. Durant leur cycle de travail, les opérateurs occupant ce poste effectuent principalement des tâches de clipsage et de vissage. Ce type de poste est dit 'sous-caisse', pour désigner la position des opérateurs, situés en dessous du véhicule comme nous le montre la figure 2.4. L'espace de travail de ce poste est aménagé de telle sorte que les véhicules défilent en hauteur, à environ 2 mètres du sol. Par conséquent, les opérateurs occupant ce poste sont contraints à travailler debout, les bras fléchis au dessus du cœur et la nuque vers l'arrière, tout en manipulant différents types de visseuses, dont le poids varie entre 0.95 kg et 2.1 kg. D'après les référentiels ergonomiques de PSA, cette posture augmente la fréquence cardiaque d'environ 10 battements par minute. A cette contrainte posturale s'ajoute le maintien du rythme soutenu pour respecter le temps de cycle, estimé en moyenne à un véhicule par minute.

Pour alléger la pénibilité des opérateurs, une solution serait de positionner les véhicules de manière à ce que le bas de caisse soit en face de l'opérateur, comme décrit dans [Kadefors *et al.*, 1996], ce qui permettrait à l'opérateur de travailler dans une posture plus confortable. Cependant, cette solution est difficilement envisageable dans les usines PSA. En effet, le procédé de fabrication des véhicules y est établi tel que le remplissage des différents réservoirs de liquides véhicule précède les tâches de

montage des éléments sous-caisse. Adopter cette solution revient alors à modifier entièrement le processus de fabrication, et aurait des conséquences majeures en termes d'investissement. Malgré les améliorations apportées par les ergonomes pour alléger la pénibilité des opérateurs, les postes sous-caisse sont nombreux et restent difficiles à automatiser. Ils constituent l'une des principales préoccupations des ergonomes du groupe PSA.



FIGURE 2.4 – Exemple d'un poste de travail sous-caisse existant dans les usines de PSA

2.3 Description générale de l'expérimentation

Dans cette étude, nous proposons d'utiliser l'exosquelette ABLE comme dispositif d'assistance des opérateurs occupant le poste de mise en place des canalisations de freins. Nous nous focaliserons sur la tâche principale de ce poste de travail : le vissage sous caisse.

Grâce à la compensation de gravité, l'exosquelette devrait permettre de compenser le poids de l'outil et de réduire les efforts physiques déployés par les opérateurs pour lever leur bras et les maintenir fléchis tout au long de la tâche. Pour démontrer l'apport ergonomique de l'exosquelette et évaluer ses capacités d'interaction, une méthodologie d'analyse de la tâche de vissage a été mise en place. L'exosquelette visant à être utilisé dans le cadre de la prévention des TMS, donc pour assister des opérateurs non-atteints de TMS, l'expérimentation est effectuée sur des sujets sains reproduisant la tâche de vissage. A partir des données cinématiques mesurées par capture de mouvement et d'un outil de simulation dynamique, nous calculerons plusieurs critères biomécaniques pour évaluer la pénibilité de la tâche de vissage. Au total, 5 essais sont réalisés sur chacun des sujets. Lors du premier essai, le mou-

2.3 Description générale de l'expérimentation

vement sera réalisé sans aucune assistance. Ce dernier sera dénommé dans la suite du manuscrit par le terme "*mouvement libre*". Ensuite, pour les 4 essais suivants, le vissage sera effectué avec l'exosquelette paramétré à différents niveaux de compensation de gravité. Dans ces conditions, le mouvement est dit "*assisté*".

2.3.1 Participants et description du système de mesure

Huit sujets droitiers (taille : $1.70 \text{ m} \pm 5 \text{ cm}$, poids : $63 \text{ kg} \pm 11 \text{ kg}$, âge : $24 \text{ ans} \pm 7 \text{ ans}$) ont participé à l'expérimentation après avoir signé un accord de consentement. Partant de la position initiale debout bras le long du corps, les sujets avaient pour consigne d'atteindre une cible située à 1.88 m de hauteur en tenant une visseuse de 0.95 kg à la main. Cette position était maintenue durant 3 secondes en moyenne, jusqu'à l'audition d'un signal sonore leur indiquant de retourner à leur position initiale. L'acquisition des données cinématiques est effectuée par un système optoélectronique de capture de mouvement VICON, composé de 6 caméras infrarouges enregistrant à la fréquence de 100 Hz . Pour estimer les mouvements de manière précise et modéliser le corps complet, 38 marqueurs retro-réfléctifs sont placés sur des repères anatomiques des sujets conformément au protocole Plugin-Gait détaillé en annexe 4.6. Aussi, les données dynamométriques sont relevées à l'aide de deux plateformes de forces 6 axes (OR-6, AMTI) situées sous chaque pied et synchronisées avec le système de capture de mouvement. La figure 2.5 illustre le dispositif expérimental mis en place lors de ces essais.

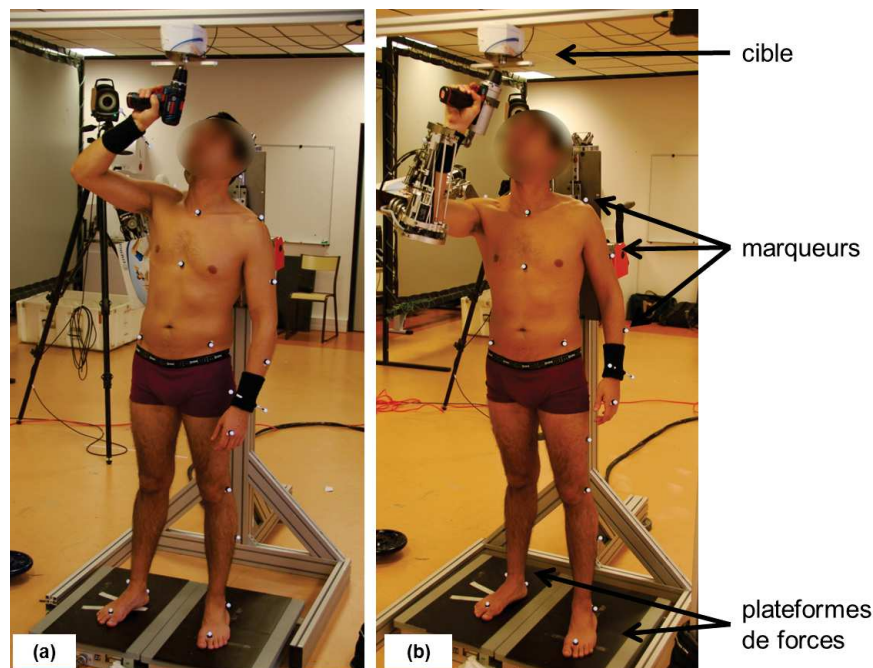


FIGURE 2.5 – Analyse du mouvement de vissage libre (a) et assisté par l'exosquelette (b)

2.3.2 Description de la tâche

La tâche de vissage est subdivisée en cinq opérations élémentaires illustrées en figure 2.6 :

- de 0 % à 20% du mouvement, les sujets sont en position initiale ;
- de 20 % à 30 % du mouvement, les sujets élèvent leur bras droit pour atteindre la cible ;
- de 30 % à 70 % du mouvement, la position de vissage est maintenue, le bras droit est au dessus du cœur. On désignera cette phase par le terme *phase de maintien* ;
- de 70 % à 80 % du mouvement, les sujets retournent à leur position initiale ;
- de 80 % à 100 % du mouvement, la position initiale est maintenue.

Sachant que le temps d'exécution du mouvement diffère d'un sujet à un autre, cette normalisation permettra d'homogénéiser les données et de comparer les résultats entre sujets.

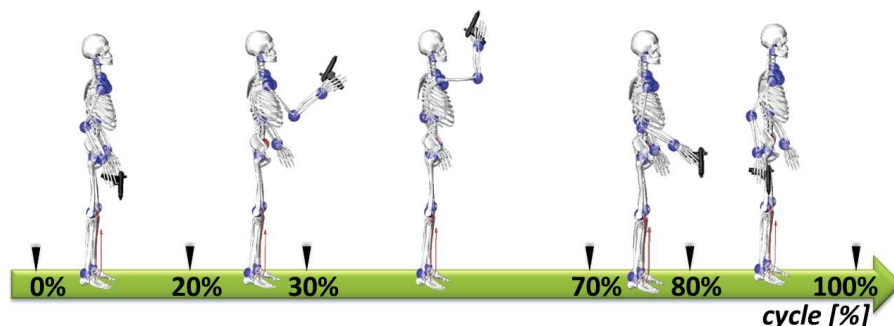


FIGURE 2.6 – Les différentes phases de la tâche de vissage

2.3.3 Description des essais

L'exosquelette ABLE présentant la possibilité de paramétrer le niveau de compensation de gravité (équation 2.2), il est intéressant d'utiliser cette fonctionnalité pour définir son apport en fonction du niveau de compensation. Connaissant le mouvement observé, la compensation de gravité est ici paramétrée pour la flexion/extension de l'épaule, principalement sollicitée durant la tâche de vissage. Ceci revient à modifier la valeur du paramètre m_x du 3^{ème} axe de l'exosquelette (m_{x_3}).

D'après une étude effectuée en interne par le CEA, la compensation de gravité est effective pour des valeurs de m_{x_3} comprises entre 1.335 kg.m et 1.835 kg.m. Par conséquent, 5 essais ont été réalisés dans le cadre de notre étude :

- Essai 1 : le sujet n'est pas assisté, il s'agit du mouvement libre ;
- Essai 2 : le sujet est assisté par ABLE, mais la compensation de gravité n'est pas effective ($m_{x_3} = 1.035$ kg.m) ;

2.3 Description générale de l'expérimentation

- Essai 3 : le sujet est assisté par ABLE, et la compensation de gravité est effective avec $m_{x_3} = 1.335 \text{ kg.m}$;
- Essai 4 : le sujet est assisté par ABLE, et la compensation de gravité est effective avec $m_{x_3} = 1.635 \text{ kg.m}$;
- Essai 5 : le mouvement est effectué avec l'exosquelette paramétré en surcompensation ($m_{x_3} = 1.935 \text{ kg.m}$) ;

2.3.4 Estimation des variables articulaires cinématiques et dynamiques

Dans cette étude, nous construisons le modèle dynamique de chaque sujet réalisant la tâche de vissage à partir du logiciel Lifemod [Lifemodeler, 2014]. Développé sur la base du logiciel de simulation mécanique MSC Adams, cet outil permet de modéliser finement le corps humain en trois dimensions et de reproduire de manière réaliste les mouvements d'un sujet à partir du recueil des données cinématiques d'un système de capture de mouvement. De plus, Lifemod permet de simuler l'interaction du corps humain avec l'environnement extérieur en offrant la possibilité de créer des forces de contact internes et externes [Rey, 2008].

Les cinq étapes principales nécessaires à la création du modèle dynamique du corps humain à partir du logiciel Lifemod sont les suivantes :

1. Le système squelettique, constitué de 19 segments corporels, est créé à partir de la spécification des caractéristiques anthropométriques du sujet, telles que son poids, sa taille, son âge et son genre, ainsi que d'une table anthropométrique proposée par le logiciel, telle que *GEOD* [Cheng *et al.*, 1994] ;
2. Les DDL relatifs à chaque articulation du modèle sont ensuite créés et ajoutés selon les spécifications de l'utilisateur. Dans notre étude, nous utilisons 37 DDL, représentés en figure 2.7, pour modéliser l'ensemble du corps humain ;
3. Les trajectoires des marqueurs enregistrées à partir du système de capture de mouvement sont importées pour piloter le mouvement du modèle humain ;
4. Les forces d'interaction avec l'environnement, notamment celles recueillies à partir des plateformes de forces, sont importées et/ou modélisées directement sur le modèle ;
5. Enfin, le mouvement est simulé et les données biomécaniques résultantes telles que les positions des centres de masse corporels, les angles et les couples articulaires sont estimées par dynamique inverse (voir figure 2.8)

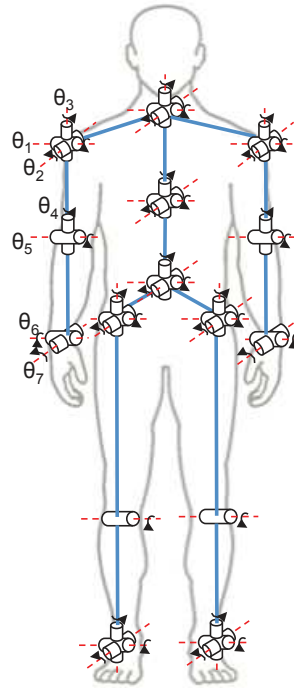


FIGURE 2.7 – Modèle cinématique du corps humain retenu pour cette étude

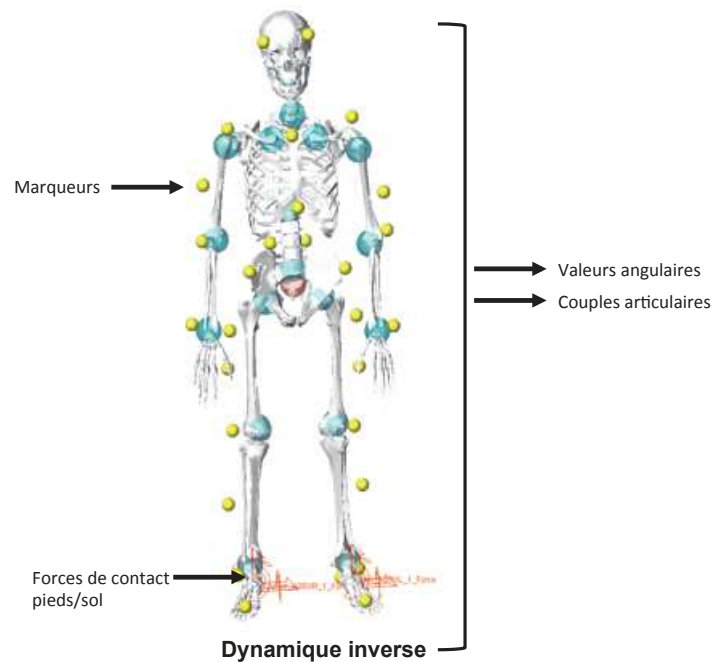


FIGURE 2.8 – Modélisation et simulation biomécanique avec Lifemod

2.3 Description générale de l'expérimentation

Dans le cas de l'interaction avec l'exosquelette, la force ($\vec{F}_C$) relative à la compensation de gravité induite par le paramètre m_{x3} est ajoutée au modèle (voir figure 2.9). $\vec{F}_C$ est une force de direction verticale, dont la valeur est calculée selon l'équation 2.5 :

$$F_C = \frac{\Gamma_{3_{act}} - \Gamma_{3_{min}}}{d} \quad (2.5)$$

avec $\Gamma_{3_{act}}$ la valeur actuelle de Γ_3 paramétrée pour chaque essai, $\Gamma_{3_{min}}$ sa valeur minimale et d le bras de levier de la force tel que :

$$d = \sin(\theta_3)l \quad (2.6)$$

En remplaçant $\Gamma_{3_{act}}$ et $\Gamma_{3_{min}}$ par leur expression données en équation 2.2, nous obtenons :

$$F_c = \frac{m_{x3_{act}} - m_{x3_{min}}}{l} \quad (2.7)$$

avec $l=0.23$ m et $m_{x3_{min}}=1.035$ kgm. Par conséquent, pour chaque essai, la valeur de la force d'interaction entre le sujet et l'exosquelette est indépendante du mouvement du bras. La compensation de gravité est donc statique, car F_c est constante tout au long du cycle de vissage.

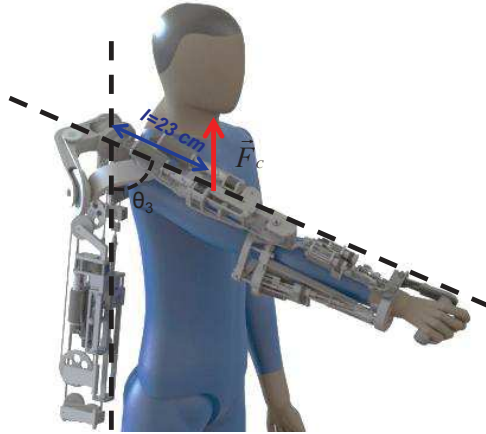


FIGURE 2.9 – Représentation de la force de compensation $\vec{F}_C$

2.3.5 Analyse comparative

L'évaluation des performances ergonomiques et des capacités d'interaction de l'exosquelette est effectuée à partir des 5 critères définis ci-après, calculés pour chaque essai et chaque sujet. Ces critères seront ensuite moyennés sur l'ensemble

des 8 sujets, puis feront l'objet d'une analyse comparative entre le mouvement libre, considéré comme le mouvement de référence, et les mouvements assistés par l'exosquelette.

- **Comportement postural** : Pour évaluer l'influence de l'exosquelette sur le comportement postural général des sujets, les composantes verticales des forces de réaction au sol ont été analysées. Connaissant les différences anthropométriques entre les différents sujets, ces dernières sont normalisées en fonction du poids des sujets conformément à [Feltner *et al.*, 1999]. Le critère C_F ainsi obtenu est décrit en unité "BW" (pour Body Weight). Il est calculé à partir de l'équation suivante :

$$C_F = \frac{1}{100} \sum_{j=1}^{100} \left(\frac{F_{z_j}}{P} \right) \quad (2.8)$$

où F_{z_j} est la composante verticale à $j\%$ du cycle de vissage, et P le poids du sujet en Newtons.

- **Charge physique** : La charge physique de la tâche de vissage est ici évaluée à partir des couples articulaires du corps complet et ceux du membre supérieur droit.

Le critère $C_{T_{corps}}$ permet de caractériser l'effort physique relatif à l'ensemble des articulations du corps, il est défini tel que :

$$C_{T_{corps}} = \frac{1}{100} \sum_{j=1}^{100} \left(\sum_{k=1}^{37} \frac{|\tau_{jk}|}{m * H^2} \right) \quad (2.9)$$

où τ_{jk} correspond au couple relatif au k^{eme} DDL à $j\%$ du cycle de vissage. Il est normalisé en fonction de la masse m (en kg) et de la taille H (en m) des sujets conformément à [Feltner *et al.*, 1999].

Le critère $C_{T_{bras}}$, défini dans l'équation 2.10 est calculé à partir des couples articulaires relatifs aux 7 DDL du membre supérieur droit ($1 \leq k \leq 7$).

$$C_{T_{bras}} = \frac{1}{100} \sum_{j=1}^{100} \left(\sum_{k=1}^7 \frac{|\tau_{jk}|}{m * H^2} \right) \quad (2.10)$$

Nous analyserons également la dépense énergétique des sujets à partir du critère C_{W_k} , défini comme le travail articulaire absolu relatif au k^{eme} DDL du membre supérieur :

$$C_{W_k} = \frac{1}{100} \sum_{j=1}^{100} \frac{|\tau_{j_k} \dot{\theta}_{j_k}|}{m * H^2} \quad (2.11)$$

où τ_{j_k} et $\dot{\theta}_{j_k}$ sont respectivement le couple et la vitesse angulaire du k^{eme} DDL, à j% du cycle de vissage.

- **Mouvement réalisé** : L'analyse des angles de chaque DDL du membre supérieur droit permet de juger de la capacité de l'exosquelette à ne pas altérer les mouvements naturels humains lors de l'interaction avec l'utilisateur. Conformément au modèle cinématique du membre supérieur (figure 2.7), les angles relatifs à la flexion/extension, l'abduction/adduction et la rotation interne/externe de l'épaule, la flexion/extension du coude et la prono-supination de l'avant bras, la flexion/extension et l'inclinaison ulnaire/radiale du poignet, représentés respectivement par les variables articulaires $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5, \theta_6$ et θ_7 sont relevés pour les 5 essais. Nous comparerons à partir de ces résultats les trajectoires articulaires relevées durant le mouvement libre à celles relevées durant le mouvement assisté afin d'analyser l'influence de l'exosquelette dans l'exécution de la tâche de vissage.
- **Durée de la tâche** : Pour évaluer l'influence de l'exosquelette sur la durée des tâches de travail, nous évaluons le ratio entre les durées des différents mouvements assistés à celle du mouvement libre. Nous définissons donc le critère C_D tel que :

$$C_D = \frac{D_{exo}}{D_{ml}} \quad (2.12)$$

D_{exo} et D_{ml} correspondent respectivement à la durée du mouvement assisté et la durée du mouvement libre.

2.4 Résultats

Comportement postural

La figure 2.10.a représente les valeurs moyennes et les écarts-types du critère C_F calculé pour l'ensemble des deux pieds. A partir de cette figure, nous remarquons que celui-ci varie très peu d'un essai à l'autre, à l'exception du 4^{eme} essai, où les forces de réaction au sol sont réduites de 19.07 %. Cependant, la valeur conséquente de l'écart type remet en question ces résultats. En analysant les forces verticales de chaque sujet de manière indépendante, nous nous rendons compte que deux des huit sujets ont un comportement postural totalement différent des autres. En excluant ces sujets, nous obtenons les résultats présentés en figure 2.11.a.

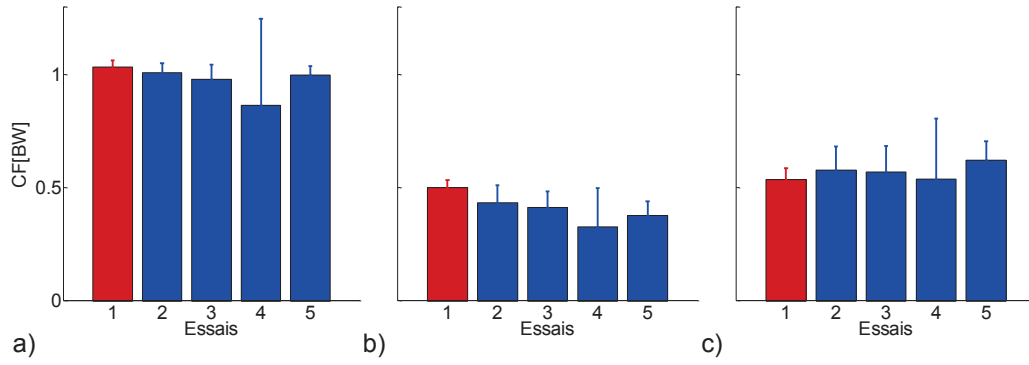


FIGURE 2.10 – Moyennes inter-sujets et écarts-type du critère C_F calculé pour l'ensemble des deux pieds (a), du pied gauche (b) et du pied droit (c)

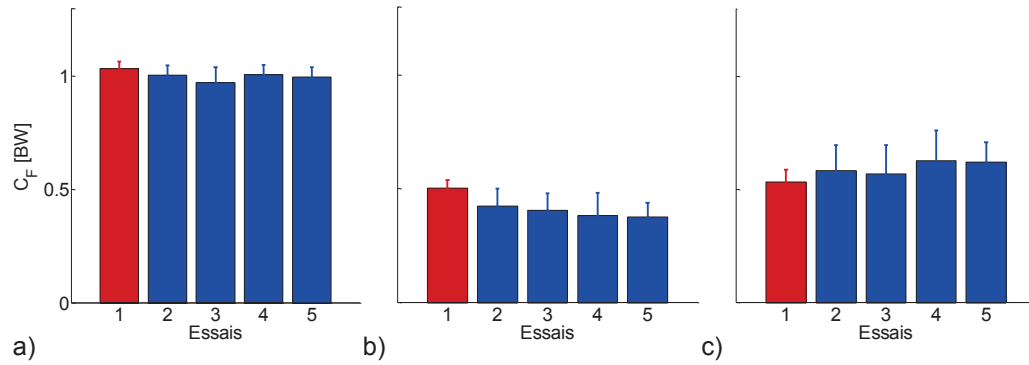


FIGURE 2.11 – Moyennes inter-sujets et écarts-type du critère C_F calculé pour l'ensemble des deux pieds (a), du pied gauche (b) et du pied droit (c) en excluant les résultats atypiques

Cette dernière figure montre que comme attendu, les forces moyennes de l'ensemble des deux pieds varient peu pour 6 sujets sur 8. Cependant, l'analyse de la répartition des forces verticales moyennes droites et gauches révèle que pour l'ensemble des essais, les forces moyennes de réaction du pied droit sont plus élevées que celles du pied gauche. Ces résultats sont en accord avec les observations de Gutnik *et al.* [Gutnik *et al.*, 2008], qui ont montré que la distribution asymétrique du poids, accentuée dans ces conditions par le poids de la visseuse tenue en main droite, est liée à la prévalence manuelle des sujets.

Lors de l'interaction avec l'exosquelette, les forces de réaction du pied droit augmentent, contrairement à celles du pied gauche, qui diminuent. Ainsi, les sujets s'appuient beaucoup plus sur leur pied droit, ce qui démontre que l'exosquelette tend à perturber l'équilibre naturel des utilisateurs. Notons que les sujets n'étaient pas habitués à utiliser l'exosquelette, ce qui a pu influencer sur leur comportement postural. Cette différence pourrait éventuellement être corrigée après un certain temps

2.4 Résultats

d'adaptation. Mais en se basant sur ces résultats, nous pouvons conclure que l'exosquelette entraine un déséquilibre postural pouvant causer des douleurs articulaires et musculaires.

Charge physique

Les critères $C_{T_{corps}}$ et $C_{T_{bras}}$ calculés pour chaque essai et moyennés sur l'ensemble des 8 sujets sont représentés en figure 2.12. Ceux-ci augmentent significativement dans le cas du dernier essai, ce qui confirme que la valeur de m_{x_3} paramétrée dans ces conditions est surestimée. Les sujets sont alors contraints de produire plus d'effort que nécessaire pour effectuer la tâche de vissage.

En comparant les résultats des quatre premiers essais, nous remarquons que les critères calculés pour le cycle complet de vissage varient peu d'un essai à l'autre. Cependant, en se concentrant sur la phase de maintien (figure 2.13), nous observons

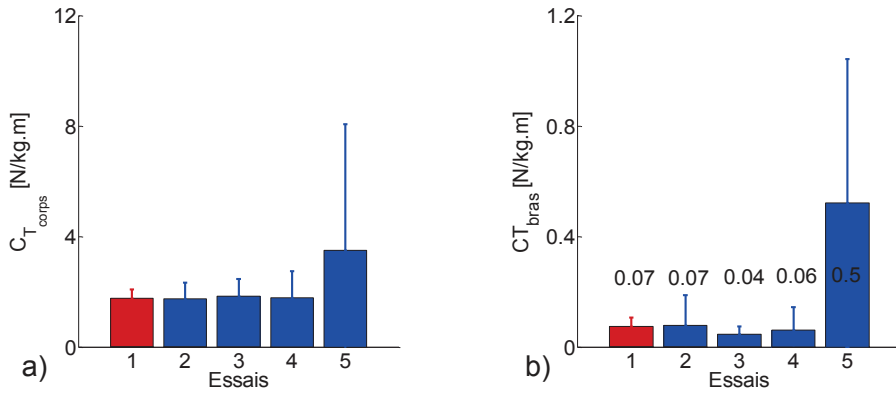


FIGURE 2.12 – Moyennes inter-sujets et écarts-types des critères $C_{T_{corps}}$ (a) et $C_{T_{bras}}$ (b) calculés pour chaque essai durant le cycle complet de vissage

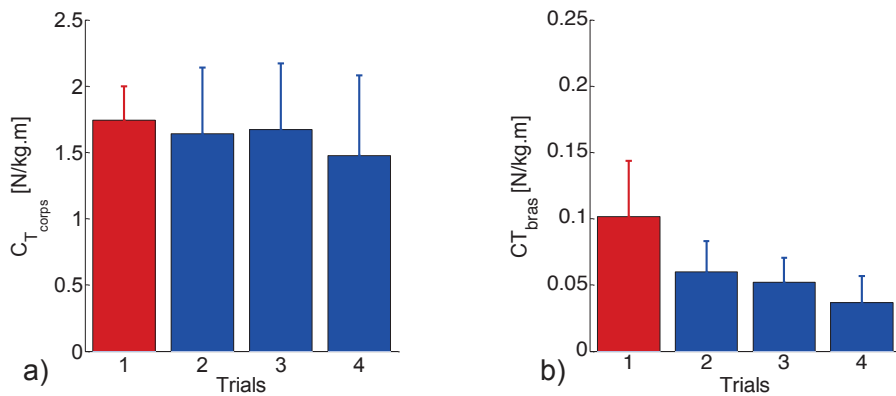


FIGURE 2.13 – Moyennes inter-sujets et écarts-types des critères $C_{T_{corps}}$ (a) et $C_{T_{bras}}$ (b) calculés pour chaque essai durant la phase de maintien

une diminution significative des critères allant jusqu'à 15% et 63.8% respectivement pour $C_{T_{corps}}$ et $C_{T_{bras}}$ dans le cas du 4^{ème} essai. La compensation d'effort est particulièrement efficace durant cette phase, ce qui montre que l'utilisation de l'exosquelette permet de réduire les couples articulaires nécessaires au maintien des bras fléchis durant la tâche de vissage.

La figure 2.14 présente les critères C_W relatifs aux mouvements des DDL les plus sollicités durant la tâche de vissage, à savoir la flexion/extension et l'abduction/adduction de l'épaule ainsi que la flexion/extension du coude. Notons que les critères C_W relatifs aux mouvements des autres DDL sont négligeables, et par conséquent n'ont pas été représentés sur cette figure. Ces résultats montrent que la valeur de C_W diminue significativement lorsque l'exosquelette est utilisé. Par exemple, dans le cas de la flexion/extension de l'épaule, le travail articulaire est réduit lors du 4^{ème} essai jusqu'à 69.9%. Ces résultats confirment donc les précédents, et justifient l'apport de l'exosquelette en termes de compensation des efforts physiques produits par l'utilisateur lors de la réalisation de la tâche de vissage.

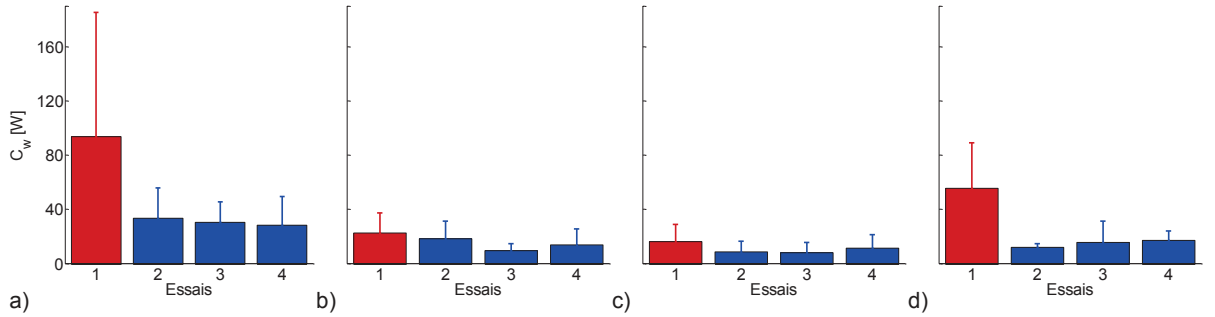


FIGURE 2.14 – Moyennes et écarts-types du critère C_W relatif à la flexion/extension (a) et l'abduction/adduction (b) de l'épaule, à la pronation/supination de l'avant bras (c) et à la flexion/extension du coude (d)

Mouvement réalisé

La figure 2.15 représente les valeurs moyennes et les écarts-types des trajectoires articulaires relatives à chaque DDL du membre supérieur droit, mesurées durant les différents essais. Sur cette figure nous remarquons que le mouvement mesuré est très différent dans le cas du dernier essai. Lorsque l'exosquelette est paramétré en surcompensation, la trajectoire n'est pas naturelle car dans ces conditions, le mouvement est imposé par l'exosquelette et non par l'utilisateur. Ces conclusions ont d'ailleurs été confirmées par les témoignages des sujets qui ont mentionné que le mouvement était plutôt guidé par l'exosquelette lors de cet essai. Ces résultats concordent avec les préconisations du CEA qui déconseille l'utilisation de l'exosquelette en surcompensation.

2.4 Résultats

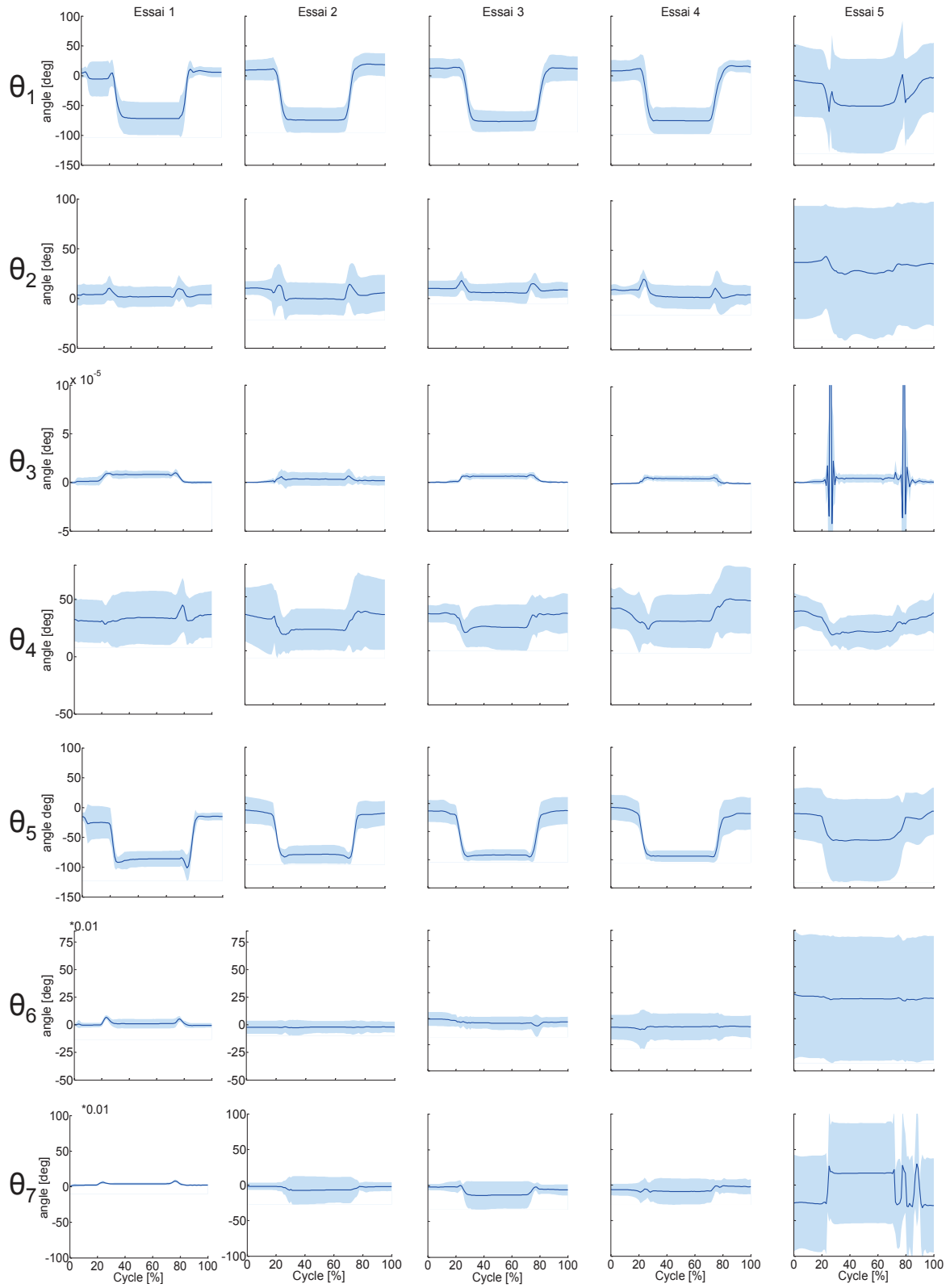


FIGURE 2.15 – Moyennes et écarts-types des angles mesurés pour chaque essai

Excluant ce dernier cas, l'analyse des angles moyens mesurés durant les quatre premiers essais révèle des courbes relativement similaires à celles mesurées durant le mouvement libre. Cependant, des variabilités importantes sont observables. Il semblerait alors que dans certains cas, le mouvement de l'utilisateur ne soit pas suivi par l'exosquelette et que chaque sujet adopte une stratégie différente pour réaliser le mouvement. Cette analyse s'avère par conséquent insuffisante, car il est difficile de conclure à partir de ces résultats sur l'influence réelle de l'exosquelette sur le mouvement de l'utilisateur.

Durée de la tâche

L'analyse de la figure 2.16 montre que la durée moyenne de la tâche de vissage augmente jusqu'à 1.2 fois lorsque le mouvement est assisté par exosquelette. Sachant que la tâche de vissage est effectuée au moins 2 fois pendant le cycle de mise en place des tubes de freins, et que cette tâche est répétée toutes les minutes environ, cette augmentation a priori acceptable peut avoir des conséquences importantes sur la durée totale de travail de l'opérateur. Néanmoins, les sujets n'étant pas entraînés à utiliser l'exosquelette, ces résultats pourraient être remis en cause en effectuant des mesures sur des sujets entraînés.

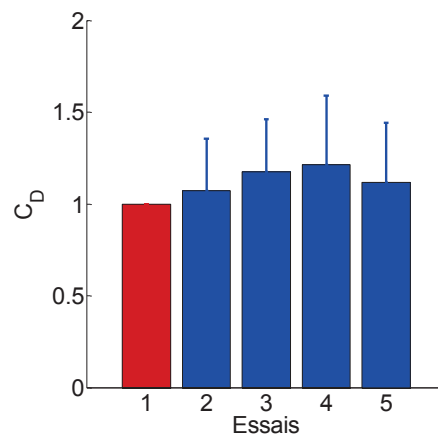


FIGURE 2.16 – Moyennes et écarts-type du critère C_D calculé pour les des différents essais

2.5 Conclusion

Dans ce chapitre, une méthode d'analyse ergonomique basée sur la simulation d'une tâche de travail a été proposée. Contrairement aux outils standard d'analyse ergonomique qui se basent sur une évaluation qualitative et statique, l'utilisation d'un système de capture de mouvement, de plateformes de forces et d'un outil de

2.5 Conclusion

modélisation dynamique permet d'estimer de manière quantitative la biomécanique du mouvement tout au long du cycle de la tâche de travail. Cette méthode présente également l'avantage de simuler l'interaction entre le sujet et son environnement externe, ce qui a permis d'évaluer l'apport ergonomique d'un exosquelette à partir d'une analyse comparative entre le mouvement libre et le mouvement assisté. Bien évidemment, la liste des critères évalués dans cette étude n'est pas exhaustive, elle peut être enrichie pour exploiter d'autres critères biomécaniques, selon le type de mouvement et/ou de robot collaboratif à analyser.

Dans cette étude, nous proposons d'utiliser l'exosquelette ABLE comme dispositif d'assistance aux tâches manuelles de vissage sous-caisse. Les résultats de cette expérimentation ont montré que d'un point de vue biomécanique, l'exosquelette permet de réduire significativement la charge physique des utilisateurs. Cependant, il modifie l'équilibre naturel des utilisateurs, et augmente la durée des opérations. Sachant que ces problèmes peuvent surement être corrigés après un entraînement conséquent, nous pensons que son utilisation reste bénéfique pour l'assistance des tâches de vissage.

Aussi est-il important de souligner l'importance du paramétrage de la compensation de gravité dans ce cas de l'utilisation de l'exosquelette ABLE, car un mauvais paramétrage peut avoir des conséquences sur ses capacités d'interaction. La comparaison des différents essais montre que le niveau adéquat de compensation de gravité pour la plupart des sujets correspond à $m_{x_3} = 1.635kg.m$.

Mais en se limitant à cette analyse biomécanique, une question reste sans réponse. En effet, il est difficile de se positionner sur l'influence réelle de l'exosquelette sur les mouvements naturels humain à partir de l'analyse des trajectoires articulaires relatives aux DDL du membre supérieur. Ainsi proposons-nous dans la suite de nos travaux d'aller plus loin dans l'analyse de la tâche de vissage, en effectuant dans le chapitre suivant une analyse neuromusculaire pour déterminer les mécanismes sous-jacents du mouvement réalisé durant cette tâche de travail.

Chapitre 3

Analyse neuromusculaire de la tâche de vissage

3.1 Introduction

Les résultats présentés dans le chapitre précédent ont montré que l'utilisation d'un exosquelette est justifiée, d'un point de vue mécanique, par la réduction des couples articulaires du membre supérieur sollicité durant la tâche de vissage. Toutefois, l'analyse biomécanique effectuée précédemment révèle des écarts importants entre les trajectoires articulaires des différents sujets, car il semblerait que chacun d'entre eux adopte une stratégie de mouvement différente. Il est alors difficile de conclure sur l'influence de l'exosquelette sur la réalisation du mouvement à partir de ces résultats. Par conséquent, il nous a paru nécessaire d'approfondir cette analyse en explorant les mécanismes neuromusculaires utilisés par les sujets durant la tâche de vissage. En effet, la génération d'un mouvement résulte d'une interaction complexe entre le système nerveux central (SNC) et le système musculosquelettique. Selon la littérature en contrôle moteur humain, tout mouvement est contrôlé par le SNC, qui choisit la meilleure stratégie à adopter parmi une infinité de possibilités [Scott, 2004]. Le mouvement optimal résulte ainsi de la minimisation d'un certain critère biomécanique sélectionné par le SNC. En modélisation mathématique, ce critère est désigné par le terme "*fonction de coût*". Le choix la fonction de coût n'est cependant pas trivial connaissant la complexité du système neural et la redondance des systèmes musculo-squelettique et articulaire du corps humain, qui présentent généralement plus de DDL et de muscles que nécessaire pour accomplir une tâche spécifique [Bernstein, 1967].

Dans ce contexte, nous proposons alors d'analyser la tâche de vissage en déterminant les fonctions de coût mises en jeu lors de l'exécution de ce type de tâche. Cette meilleure compréhension du mouvement du membre supérieur humain nous permettra d'une part d'enrichir la méthode d'évaluation ergonomique présentée dans le chapitre précédent, et d'autre part de revenir sur la conception de l'exosquelette afin de proposer une géométrie, une cinématique et une loi de commande optimisées

pour l'exécution d'une telle tâche en environnement industriel.

Dans ce chapitre, nous évaluerons uniquement le mouvement libre de vissage. La première section sera dédiée à la présentation des principales fonctions de coût proposées dans la littérature. Nous décrirons ensuite le processus d'analyse neuromusculaire utilisé pour prédire les trajectoires du mouvement de vissage sous-caisse. Les trajectoires résultantes seront ensuite comparées à celles mesurées lors de l'expérimentation pour conclure sur la pertinence de cette méthode.

3.2 Fonctions de coût identifiées dans la littérature

De nombreuses études concernant l'analyse et la prédiction de mouvements humains ont été menées ces dernières années. Certains chercheurs ont tenté d'identifier la stratégie de contrôle utilisée par le SNC en déterminant les critères minimisés lors de l'accomplissement d'un mouvement donné. Dans la littérature, deux approches ont été proposées. La première, appelée optimisation directe, consiste à choisir préalablement une fonction de coût et à vérifier si sa minimisation permet de prédire le mouvement mesuré. La seconde approche, plus difficile à mettre en œuvre et plus coûteuse en temps de calcul, consiste à retrouver la fonction de coût minimisée par le SNC à partir des mouvements mesurés : il s'agit de l'optimisation inverse.

Dans cette partie, nous proposons de dresser un tour d'horizon des principales fonctions de coût présentées dans la littérature pour la prédiction de mouvements du membre supérieur à partir des méthodes d'optimisation directes et inverses.

Selon Flash et Hogan, la trajectoire optimale d'un mouvement planaire du membre supérieur résulte de la minimisation de la secousse de l'organe terminal, appelée *jerk* en anglais [Flash et Hogan, 1985]. Le choix de ce critère repose sur l'hypothèse que le SNC cherche à produire des mouvements lisses, c'est-à-dire caractérisés par des trajectoires de position, de vitesse et d'accélération continues variant de manière régulière dans le temps [Bonnet, 2009]. Le *minimum jerk* est défini comme étant la somme des variations des accélérations cartésiennes de la main dans le plan [Flash et Hogan, 1985] :

$$J = \int_{t_0}^{t_f} \ddot{x}(t)^2 + \ddot{y}(t)^2 dt \quad (3.1)$$

où $x(t)$ et $y(t)$ sont les coordonnées cartésiennes de la main à l'instant t défini dans l'intervalle $[t_0, t_f]$, et $\ddot{x}(t)$ et $\ddot{y}(t)$ leurs troisièmes dérivées.

La minimisation de ce critère a permis de prédire des mouvements rapides, caractérisés par une trajectoire cartésienne relativement droite [Ivaldi *et al.*, 2012], et un profil de vitesse symétrique en forme de cloche. Sur la base de cette étude, Rosenbaum *et al.* [Rosenbaum *et al.*, 1995] ont plus tard proposé de remplacer les positions cartésiennes par les positions articulaires relatives aux DDL du membre supérieur (équation 3.2) afin de reproduire des mouvements plus lents, caractérisés par des trajectoires cartésiennes plus incurvées [Ivaldi *et al.*, 2012].

3.2 Fonctions de coût identifiées dans la littérature

$$J = \int_{t_0}^{t_f} \sum_{k=1}^n \ddot{\theta}_k(t)^2 dt \quad (3.2)$$

où $\ddot{\theta}_k(t)$ correspond à l'accélération articulaire relative au k^{eme} DDL à l'instant t , et n correspond au nombre de DDL du modèle du membre supérieur retenu.

Cependant, la prédiction du mouvement humain basée uniquement sur ces critères purement cinématiques ne semble pas être très pertinente, et ne permet pas de reproduire les mouvements en boucle fermée, c'est-à-dire effectués en contact avec un objet. En effet, il est difficile d'admettre que les propriétés dynamiques du système telles que les masses, les inerties ou les forces d'interaction avec l'environnement ne soient pas considérées par le SNC.

Certains chercheurs ont alors proposé de minimiser des critères dynamiques tels que le *minimum torque* [Nelson, 1993] calculé à partir des couples articulaires (équation 3.3), ou encore le *minimum torque change* [Uno *et al.*, 1989], défini à partir des variations des couples articulaires (équation 3.4). En comparaison avec l'étude de Flash et Hogan [Flash et Hogan, 1985], ce critère permet de retrouver les caractéristiques lisses des mouvements planaires tout en considérant la dynamique du système. Cependant, la modélisation du membre supérieur utilisée dans cette étude est très simplifiée, car ne compte que 2 DDL, et par conséquent ne considère pas la redondance articulaire du système musculo-squelettique humain.

$$J = \int_{t_0}^{t_f} \sum_{k=1}^n \Gamma_k^2 dt \quad (3.3)$$

$$J = \int_{t_0}^{t_f} \sum_{k=1}^n \dot{\Gamma}_k^2 dt \quad (3.4)$$

Γ_k correspond au couple articulaire relatif au k^{me} DDL, et $\dot{\Gamma}_k$ est sa dérivée correspondante.

Un autre critère communément utilisé dans la littérature pour la prédiction de mouvements humains est la minimisation de la dépense énergétique [Alexander, 1997, Nishii et Murakami, 2002, Berret *et al.*, 2008]. Défini de façon différente selon les auteurs, il équivaut dans les travaux de Berret *et al.* [Berret *et al.*, 2008] à la somme du travail articulaire absolu produit durant le mouvement. Ce dernier critère, défini dans l'équation 3.5, permet de prédire des mouvements relativement rapides exécutés dans le plan sagittal. Il regroupe les caractéristiques statiques et dynamiques du mouvement en tenant compte à la fois des couples gravitationnels et des efforts inertiels, souvent dissociés dans les autres études. De plus, il a été démontré que la minimisation de ce critère permettait de prédire le phénomène de l'inactivation musculaire, qui correspond à l'inactivation simultanée des muscles agonistes et antagonistes agissant sur chaque articulation [Berret *et al.*, 2008, Gauthier *et al.*, 2010].

$$J = \int_{t_0}^{t_f} \sum_{k=1}^n |\dot{\theta}_k(t) \Gamma_k(t)| dt \quad (3.5)$$

$\dot{\theta}_k(t)$ correspond à la vitesse articulaire relative au k^{eme} DDL à l'instant t .

Les travaux de Guigon *et al.* [Guigon *et al.*, 2007, Guigon *et al.*, 2008] s'appuient sur des théories développées en neurobiologie pour déterminer le critère d'optimalité choisi par le SNC. En effet, les auteurs se basent sur l'hypothèse que le mouvement humain résulterait de l'optimisation des efforts statiques et dynamiques, qui sont traités séparément par le SNC, et de la minimisation de l'énergie du signal motoneurone [Guigon *et al.*, 2007, Guigon *et al.*, 2008]. Ce modèle neural permet de regrouper les caractéristiques cinématiques, cinétiques, musculaires, neurales et stochastiques du mouvement humain. Il a d'ailleurs été repris dans les travaux de Taïx *et al.* [Taïx *et al.*, 2013] et a permis de générer des mouvements humains de pointage sur un robot humanoïde de type HRP-2.

Le critère géodésique, présenté dans les travaux de Biess *et al.*, a été développé pour la prédiction des mouvements du membre supérieur effectués en trois dimensions [Biess *et al.*, 2006, Biess *et al.*, 2007]. Ce critère se base sur l'hypothèse que les caractéristiques spatiales et temporelles du mouvement sont traitées séparément. L'aspect temporel est décrit tel que la trajectoire de la main est parcourue en suivant le critère du *minimum jerk*, afin d'obtenir un profil de vitesse symétrique et en forme de cloche [Berret, 2008]. L'aspect spatial est quant à lui décrit dans le contexte de la géométrie Riemannienne. Dans ce contexte, le terme géodésique désigne le chemin le plus court entre deux points d'un espace pourvu d'une certaine métrique. Par conséquent, les auteurs définissent le critère géodésique comme le chemin le plus court entre le point de départ et le point d'arrivée dans l'espace de configurations en utilisant l'énergie cinétique comme métrique, ce qui permet de tenir compte des caractéristiques dynamiques du mouvement. La minimisation du critère géodésique, décrit dans l'équation 3.6, permet alors de minimiser les efforts musculaires car seuls les couples inertiels y sont considérés, tandis qu'un mouvement non-géodésique nécessiterait la génération de couples additionnels relatifs aux effets centrifuges et à la gravité. Le critère géodésique permet alors de réconcilier deux critères qui s'opposent généralement dans la littérature : le *minimum torque change* et le *minimum jerk* [Biess *et al.*, 2007].

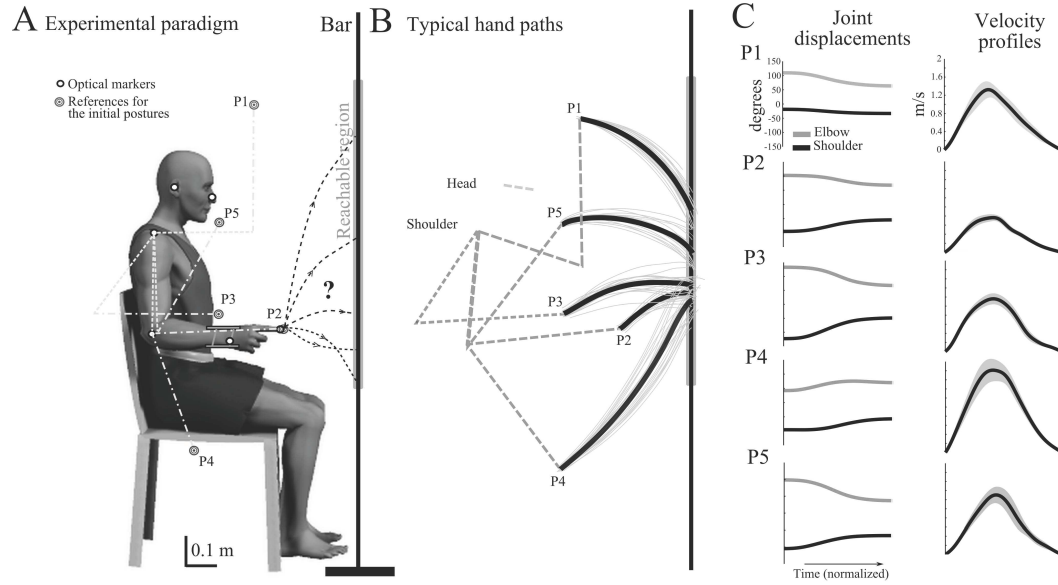
$$J = \int_{t_0}^{t_f} \dot{\theta}(t)^T \mathbf{A}(\theta(t)) \dot{\theta}(t) dt, \quad (3.6)$$

où $\dot{\theta}(t)$ est le vecteur des vitesses articulaires et $\mathbf{A}(\theta(t))$ la matrice d'inertie déterminée à partir du modèle dynamique du membre supérieur décrit en section 3.3.2.

D'autres critères tels que l'accélération articulaire [Ben-Itzhak et Karniel, 2008], le "*minimum commanded torque change*" [Nakano *et al.*, 1999, Wada *et al.*, 2001], le travail minimum [Kang *et al.*, 2005], la variance minimale [Harris et Wolpert, 1988], les forces de contraintes articulaires minimales [Maas et Leyendecker, 2012], et le temps minimum [Nelson, 1993] ont été proposés dans la littérature. Cependant, la diversité des modèles cinématiques et des types de mouvements étudiés complexifie l'établissement d'un éventuel consensus entre ces différentes études. De plus, la minimisation d'un unique critère résulte souvent de l'identification d'une caractéristique particulière du mouvement. L'utilisation d'une fonction de coût hybride, c'est-à-dire composée de différents critères d'optimalité, semble alors être une solution pertinente pour la prédiction de mouvements humains. A partir de cette observation, Ohta *et al.* [Ohta *et al.*, 2004] ont alors proposé de combiner deux critères dynamiques, le *torque change* et le *hand force change* (variation des forces de la main) pour prédire les trajectoires optimales des membres supérieurs lors d'une tâche industrielle de rotation de vilebrequins.

Dans toutes les études présentées ci-dessus, une approche d'optimisation directe est adoptée pour la prédiction de mouvements du membre supérieur. Toutefois, l'utilisation de cette méthode nécessite la connaissance des critères d'optimalités mis en jeu lors du mouvement observé. Dans certains cas, l'identification de la fonction de coût reste difficile, ce qui a motivé certains auteurs à développer des processus d'optimisation inverse afin de déterminer la fonction de coût minimisée lors du mouvement à partir des trajectoires mesurées sur le membre supérieur. En adoptant cette démarche, Albretch *et al.* [Albrecht *et al.*, 2010] ont pu déterminer les différents critères mis en jeu lors de l'accomplissement de différents mouvements de pointage sur la base d'une modélisation dynamique des systèmes osseux et musculaire du membre supérieur humain.

L'optimisation inverse a été utilisée dans les travaux de Mombaur *et al.* pour l'analyse de la locomotion humaine [Mombaur *et al.*, 2010]. Les résultats de cette étude ont permis de déterminer une trajectoire globale de locomotion à reproduire sur un robot humanoïde, et de proposer un modèle dynamique ainsi qu'une fonction de coût à minimiser pour la génération de mouvements humains de locomotion. Mais la simplification du modèle humain, réduit ici à un unique point, simplifie de manière significative le processus d'optimisation inverse. Enfin, Berret *et al.* [Berret *et al.*, 2011] ont proposé une approche similaire pour déterminer la fonction de coût hybride caractéristique d'un mouvement de pointage effectué dans le plan sagittal (figure 3.1). Cette étude très intéressante et richement détaillée se limite cependant à l'analyse de mouvements simples, tout en utilisant un paradigme très peu contraint. Sur la base des travaux de Mombaur *et al.* [Mombaur *et al.*, 2010] et de Berret *et al.* [Berret *et al.*, 2011], nous proposons dans ce chapitre d'identifier, à partir d'une fonction de coût hybride et d'un processus d'optimisation inverse, les critères d'optimalité caractérisant la tâche industrielle de vissage sous-caisse présentée dans le chapitre précédent.

FIGURE 3.1 – Paradigme expérimental utilisé dans [Berret *et al.*, 2011]

3.3 Modélisation du membre supérieur

3.3.1 Modèle géométrique

Dans cette analyse, nous nous intéressons uniquement à la phase de montée du bras effectuée lors du mouvement libre, comprise entre 20% et 30% du cycle de vissage (voir figure 2.6). Comme présenté en section 2.3.1, les trajectoires articulaires sont mesurées à partir du système de capture de mouvement. Sur la figure 2.15, de faibles amplitudes articulaires sont observables au niveau de la rotation de l'épaule, ainsi que de la flexion/extension et de l'inclinaison ulnaire/radiale du poignet. Ces DDL seront alors négligés dans le modèle du membre supérieur humain retenu, représenté en figure 3.2. Par conséquent, les variables articulaires θ_1 , θ_2 et θ_3 , θ_4 sont redéfinies conformément au tableau 3.1.

Variable articulaire	DDL
θ_1	flexion/extension de l'épaule
θ_2	abduction/adduction de l'épaule
θ_3	pronation/supination de l'avant bras
θ_4	flexion/extension du coude

Tableau 3.1 – Définition des variables articulaires du modèle du membre supérieur retenu

3.3 Modélisation du membre supérieur

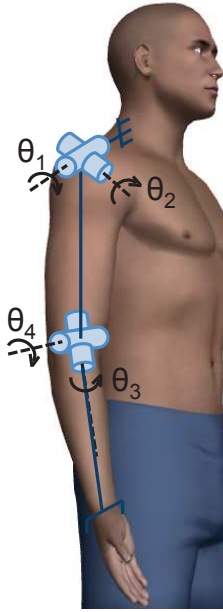


FIGURE 3.2 – Représentation cinématique du membre supérieur dans la position de référence

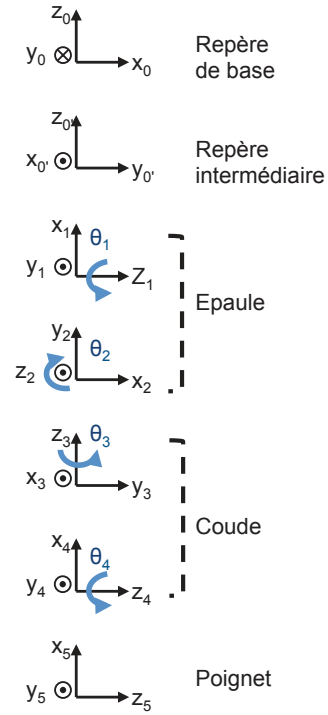


FIGURE 3.3 – Repères articulaires dans la position de référence

Liaisons	α_i	d_i	θ_i	r_i
$0 \rightarrow 0'$	0	0	$-\frac{\pi}{2}$	0
$0' \rightarrow 1$	$-\frac{\pi}{2}$	0	$-\frac{\pi}{2} + \theta_1$	0
$1 \rightarrow 2$	$-\frac{\pi}{2}$	0	$-\frac{\pi}{2} + \theta_2$	0
$2 \rightarrow 3$	$-\frac{\pi}{2}$	0	$-\frac{\pi}{2} + \theta_3$	$-L_{bras}$
$3 \rightarrow 4$	$-\frac{\pi}{2}$	0	$-\frac{\pi}{2} + \theta_4$	0
$4 \rightarrow 5$	0	$-L_{avbras}$	0	0
$5 \rightarrow 5'$	$-\frac{\pi}{2}$	$-L_{main}$	$-\frac{\pi}{2}$	0

Tableau 3.2 – Paramètres de Denavit-Hartenberg du membre supérieur

La chaîne cinématique du membre supérieur est décrite selon le formalisme de Denavit-Hartenberg modifié [Khalil et Dombre, 2004] dont les paramètres sont reportés dans le tableau 3.2. L'orientation des axes est définie à partir de la configuration zéro, correspondant au bras tendu vers le bas (voir figure 3.2).

Dans cette modélisation, les paramètres segmentaires sont estimés à partir des coordonnées cartésiennes des marqueurs du système de capture de mouvement.

Le Modèle Géométrique Direct (MGD) permettant de définir les matrices d'orien-

tations ainsi que les positions cartésiennes $(x(t), y(t), z(t))$ de la main dans le repère de base en fonction des variables articulaires $(\theta_1(t), \theta_2(t), \theta_3(t), \theta_4(t))$ est ensuite déduit des relations cinématiques entre les différents axes consécutifs.

3.3.2 Modèle dynamique

Les couples articulaires utilisés dans cette étude sont calculés à partir du modèle dynamique inverse, conformément au formalisme de Lagrange décrit par l'équation suivante :

$$\mathbf{\Gamma}(t) = \mathbf{A}(\boldsymbol{\theta}(t))\ddot{\boldsymbol{\theta}}(t) + \mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}(t), \dot{\boldsymbol{\theta}}(t))\dot{\boldsymbol{\theta}}(t) + \mathbf{Q}(\boldsymbol{\theta}(t)), \quad (3.7)$$

où $\mathbf{\Gamma}(t) = [\Gamma_1(t) \ \Gamma_2(t) \ \Gamma_3(t) \ \Gamma_4(t)]^T$ est le vecteur des couples articulaires, $\boldsymbol{\theta}(t) = [\theta_1(t) \ \theta_2(t) \ \theta_3(t) \ \theta_4(t)]^T$ est le vecteur des positions articulaires, et $\mathbf{A}(\boldsymbol{\theta}(t))$, $\mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}(t), \dot{\boldsymbol{\theta}}(t))$, et $\mathbf{Q}(\boldsymbol{\theta}(t))$ sont respectivement la matrice d'inertie, la matrice de Coriolis et des effets centrifuges, et la matrice de gravité. Le calcul de chacune de ces matrices est détaillé dans [Khalil et Dombre, 2004]. Dans le modèle dynamique du membre supérieur humain, les paramètres inertiels sont estimés à partir de la table anthropométrique décrite dans [Cheng *et al.*, 1994].

3.3.3 Modélisation en symbolique

Le développement de l'outil informatique dédié à l'optimisation inverse a été effectué dans l'environnement Matlab. L'outil ici proposé est modulable, car il offre la possibilité de modifier et/ou d'enrichir le modèle du membre supérieur ainsi que la fonction de coût hybride suivant les spécifications de l'utilisateur.

Le processus d'optimisation inverse y est décrit à partir de fonctions d'optimisations disponibles dans l'environnement Matlab et décrites en section 3.4.4. Ces dernières permettent de résoudre des problèmes linéaires et non-linéaires de manière optimale. Pour décrire le modèle géométrique et le modèle dynamique du membre supérieur ainsi que les différents critères d'optimalité, nous utilisons des variables symboliques. L'avantage de la modélisation en symbolique est qu'elle permet d'obtenir directement les expressions analytiques des différentes variables à partir des équations algébriques et également de les convertir en fonctions Matlab, ce qui s'avère très utile dans notre étude compte tenu de la longueur conséquente des équations qui régissent le modèle dynamique du membre supérieur et les différents critères d'optimalités. Ainsi, à partir des équations matricielles décrivant le modèle dynamique sont déduites les expressions analytiques des positions cartésiennes, des couples articulaires et autres paramètres utilisés dans le processus d'optimisation inverse. Ceux-ci sont ensuite utilisés pour déduire les sept critères d'optimalité utilisés dans le processus d'optimisation inverse et présentés ci-après.

3.4 Description du processus d'optimisation inverse

3.4.1 Principe de l'optimisation inverse

De manière générale, l'optimisation directe consiste à trouver, parmi une infinité de possibilités, la solution optimale en fonction d'un critère donné et des contraintes imposées. Réciproquement, l'optimisation inverse permet de trouver le critère d'optimalité permettant d'obtenir un résultat attendu. Dans le cas de notre étude, le problème peut être formulé de la manière suivante : *"Considérant que les mouvements mesurés sur les sujets sont optimaux, trouver la fonction de coût à minimiser pour prédire ces mouvements"*. En se basant sur les travaux de Berret *et al.* [Berret *et al.*, 2011], nous utilisons une fonction de coût hybride J , qui inclut sept des principaux critères utilisés dans la littérature et présentés dans le tableau 3.3 :

$$J = \sum_{i=1}^7 \alpha_i C_i, \quad (3.8)$$

où chaque α_i correspond au coefficient de pondération de chaque critère C_i .

Critère	Fonction de coût correspondante
Jerk cartésien	$c_1 = \frac{\sum_{j=1}^l \ddot{x}_j^2 + \ddot{y}_j^2 + \ddot{z}_j^2}{l}$
Jerk angulaire	$c_2 = \frac{\sum_{j=1}^l \sum_{k=1}^4 \ddot{\theta}_{k_j}^2}{l}$
Accélération angulaire	$c_3 = \frac{\sum_{j=1}^l \sum_{k=1}^4 \dot{\theta}_{k_j}^2}{l}$
Torque change	$c_4 = \frac{\sum_{j=1}^l \sum_{k=1}^4 \dot{\Gamma}_{k_j}^2}{l}$
Torque	$c_5 = \frac{\sum_{j=1}^l \sum_{k=1}^4 \Gamma_{k_j}^2}{l}$
Géodésique	$c_6 = \frac{\sum_{j=1}^l \sqrt{\dot{\theta}_j^T \mathbf{A}(\theta) \dot{\theta}_j}}{l}$
Énergie	$c_7 = \frac{\sum_{j=1}^l \sum_{k=1}^4 \dot{\theta}_{k_j} \Gamma_{k_j} }{l}$

Tableau 3.3 – Fonction de coût utilisées [Berret *et al.*, 2011]

Le processus d'optimisation inverse, dont le principe de fonctionnement est illustré en figure 3.4, permettra de déterminer les valeurs optimales des coefficients α_i associés aux critères C_i .

Il est composé de deux sous-processus d'optimisation directe imbriqués. Le premier sous-processus, dit externe, permettra de déterminer les coefficients α_i en minimisant les éléments du vecteur Δ (équation 3.9), qui correspondent aux erreurs quadratiques moyennes (encore appelées erreur RMS pour *Root Mean Square*) entre les trajectoires articulaires mesurées et celles estimées en utilisant le second sous-processus d'optimisation, dit interne. Ce dernier minimise la fonction de coût hybride J proposée à chaque itération. Le processus d'optimisation inverse convergera alors vers la valeur optimale de J , dont la minimisation permettra de prédire les trajectoires articulaires mesurées.

$$\Delta_k = RMS(\theta_{k_{mes}}, \theta_{k_{est}}) = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^l (\theta_{k_{mes_j}} - \theta_{k_{est_j}})^2}{l}}, \quad (3.9)$$

où $\theta_{k_{mes}}$ correspond à la trajectoire articulaire mesurée sur le k^{eme} DDL, et $\theta_{k_{est}}$ est celle estimée en utilisant le sous-processus d'optimisation interne .

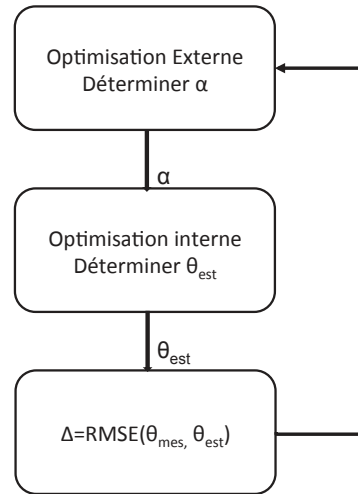


FIGURE 3.4 – Principe de fonctionnement du processus d'optimisation inverse

3.4.2 Interpolation des trajectoires articulaires

Les trajectoires articulaires $\theta_{1_{mes}}(t)$, $\theta_{2_{mes}}(t)$, $\theta_{3_{mes}}(t)$, et $\theta_{4_{mes}}(t)$ sont enregistrées par le système de capture de mouvement à la fréquence de 100 Hz. Sachant

3.4 Description du processus d'optimisation inverse

que la durée moyenne du mouvement est estimée à 3 secondes, le nombre de points constituant ces trajectoires est important, rendant le processus d'optimisation inverse coûteux en temps de calcul. Ce dernier doit donc être réduit afin de minimiser le temps de calcul. Par conséquent, les trajectoires articulaires sont sous-échantillonnées à une plus faible fréquence, définie à partir d'un nombre choisi de points de passage. Comme nous pouvons le voir sur la figure 3.5.a, la valeur de l'angle mesuré est relevée à chaque point de passage. Les trajectoires ainsi que leur dérivées sont ensuite déduites de ces points en utilisant une interpolation basée sur des splines, dont l'ordre est défini à partir de l'ordre maximal des dérivées que l'on souhaite calculer. En effet, par définition, une spline d'ordre r est dérivable jusqu'à l'ordre $r - 2$. Or, le processus d'optimisation inverse utilise des fonctions de coûts qui dépendent des vitesses, des accélérations et des jerks articulaires. Les positions articulaires sont donc dérivées jusqu'au 3^{eme} ordre, il est alors impératif de choisir une spline d'un ordre minimal de 5 pour obtenir une interpolation correcte.

Sur la figure 3.5 nous pouvons voir les résultats d'une interpolation par spline d'ordre 5, en utilisant 8 puis 12 points de passage. D'après ces résultats, nous observons que le choix du nombre de points de passage influe significativement sur la trajectoire résultante de l'interpolation. Comme attendu, plus il y a de points de passage, moins la différence entre la trajectoire mesurée et celle interpolée est importante. Cependant, cette méthode d'interpolation n'est intéressante que si le nombre de points de passage est considérablement inférieur au nombre de points constituant la trajectoire mesurée. Le choix du nombre de points de passage résulte donc d'un compromis

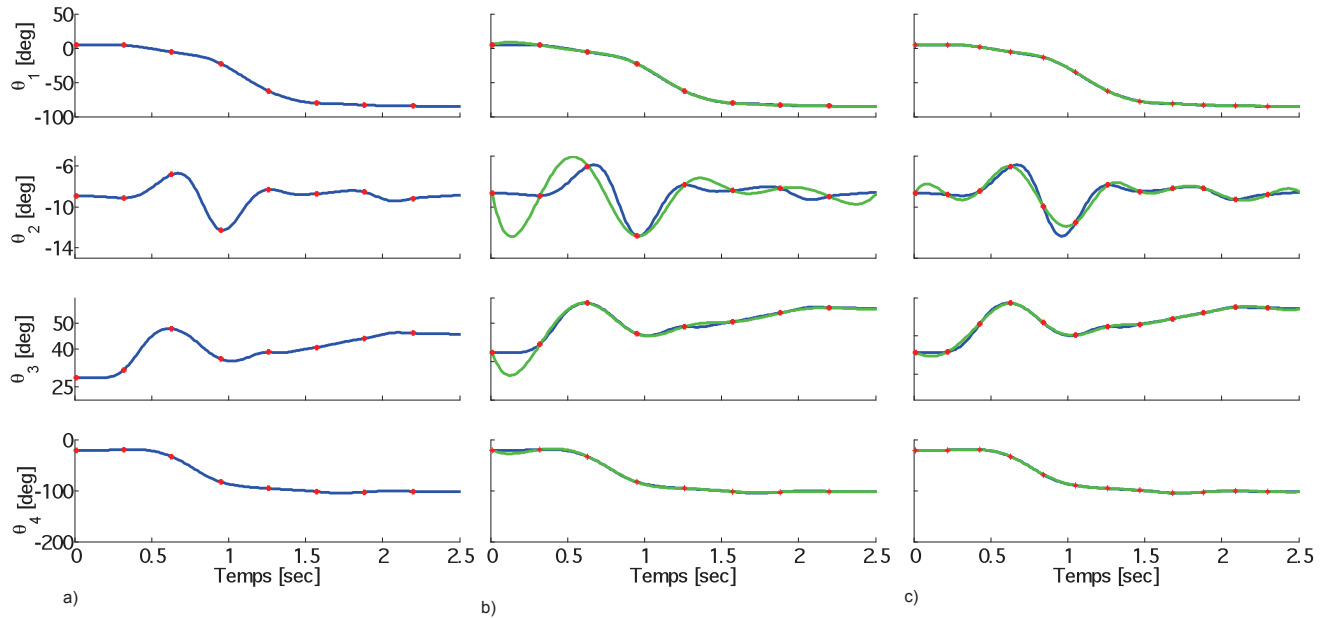


FIGURE 3.5 – Positions des différents points de passage (a) et trajectoires résultantes de l'interpolation avec 8 points (b) et 12 points (c) de passage

entre sa valeur minimale et la minimisation de la différence entre les trajectoires mesurées et celles résultantes de l'interpolation.

Par conséquent, une étude de sensibilité été réalisée afin de déterminer le nombre optimal de points de passage. La figure 3.6 représente les valeurs des erreurs RMS entre les trajectoires articulaires mesurées et celles interpolées en fonction du nombre de points de passage. Sur la base de ces résultats, nous déduisons que pour les 4 DDL du modèle du membre supérieur, un nombre minimal de 12 points de passage permet de reproduire fidèlement les trajectoires articulaires mesurées.

Les trajectoires articulaires mesurées sur chaque DDL seront donc interpolées dans le processus d'optimisation à partir d'une spline d'ordre 5 et de 12 points de passage.

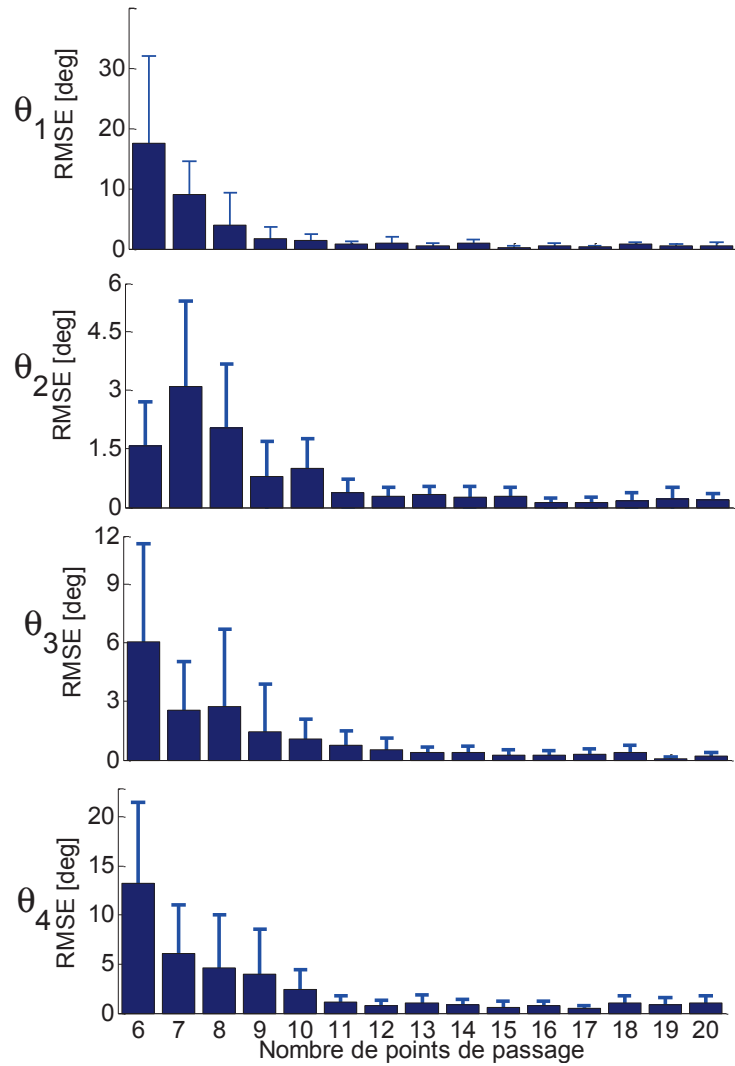


FIGURE 3.6 – Erreur RMS entre les trajectoires articulaires mesurées et celles résultantes de l'interpolation en fonction du nombre de points de passage

3.4.3 Définition des contraintes et normalisation des critères

Définition des contraintes

Nous définissons des contraintes d'égalités et d'inégalités afin d'obtenir à partir du processus d'optimisation inverse des résultats pertinents. Ces dernières sont décrites ci-dessous :

- **La position initiale** : Elle correspond aux valeurs des positions articulaires mesurées sur le sujet au début du mouvement. Cette contrainte d'égalité est régie par l'équation suivante :

$$\theta_{init} = \theta_{mes_0} \quad (3.10)$$

où θ_{init} et θ_{mes_0} correspondent respectivement au vecteur des positions articulaires utilisé dans le processus d'optimisation inverse et celui des positions articulaires mesurées sur le sujet en début de mouvement.

- **Les limites articulaires** : Pour générer des mouvements humainement réalisables, les trajectoires optimales doivent respecter les limitations articulaires du mouvement humain, telles que définies dans la littérature [Kapandji, 1980, Hue, 2008]. Les limites articulaires relatives aux DDL du modèle du membre supérieur retenu dans cette étude sont reportées dans le tableau 3.4.

Ainsi, cette contrainte d'inégalité, décrite par l'équation 3.11, est appliquée sur l'ensemble de la trajectoire.

$$\theta_{k_{min}} \leq \theta_k \leq \theta_{k_{max}}, \quad (3.11)$$

où $\theta_{k_{min}}$ et $\theta_{k_{max}}$ sont respectivement les angles minimal et maximal de chaque variable articulaire.

	$\theta_{min}[deg]$	$\theta_{max}[deg]$
θ_1	-180	50
θ_2	-150	30
θ_3	-90	85
θ_4	-160	0

Tableau 3.4 – Amplitudes articulaires des DDL retenus pour le modèle du membre supérieur [Kapandji, 1980, Hue, 2008]

- **La position de la main fin de mouvement** : Cette contrainte, permettant d'atteindre les positions cartésiennes de la main droite désirées, est régie par l'inégalité suivante :

$$X - Tol_{pos} \leq X_d \leq X + Tol_{pos} \quad (3.12)$$

Où $X = [x(t_f) \ y(t_f) \ z(t_f)]^T$ correspond au vecteur de positions cartésiennes de la main droite en fin de mouvement et X_d correspond au vecteur de positions cartésiennes désirées. Les vecteurs X et X_d sont calculés à partir du modèle géométrique et des positions articulaires finales estimées et mesurées sur le mouvement humain respectivement. La variable de tolérance Tol_{pos} a été ajoutée pour relaxer certaines contraintes liées aux erreurs de modélisation du modèle géométrique et aux artefacts de mesures. Elle est fixée à 5 mm dans notre processus d'optimisation.

- **L'orientation de la main en fin de mouvement** : Comme la contrainte de position, elle est régie par l'inégalité suivante

$$R - Tol_{ori} \leq R_d \leq R + Tol_{ori} \quad (3.13)$$

où R_d et R correspondent respectivement aux vecteurs des angles d'Euler désirés et estimés en utilisant le processus d'optimisation. Ceux-ci sont calculés à partir des matrices d'orientations du MGD du membre supérieur. Dans le processus d'optimisation, la tolérance d'orientation Tol_{ori} est fixée à 1 deg.

Normalisation des critères

Les sept critères utilisés dans le processus d'optimisation inverse présentent des unités différentes et des amplitudes différentes. Par conséquent, nous proposons de normaliser ces critères afin de gagner en homogénéité et en temps de calcul. Ainsi dans le processus d'optimisation inverse, chaque critère C_i de la fonction de coût J est normalisé tel que :

$$C_i = \frac{c_i}{c_{i_{ref}}}. \quad (3.14)$$

c_i et $c_{i_{ref}}$ sont les valeurs numériques des critères reportés dans le tableau 3.3. Ainsi, à partir de la même expression littérale, nous calculons la valeur de c_i en se basant sur les trajectoires articulaires estimées par le sous-processus d'optimisation interne, et la valeur de $c_{i_{ref}}$ en se basant sur les trajectoires articulaires mesurées sur le mouvement humain.

3.4.4 Implémentation dans l'environnement Matlab

Deux fonctions disponibles dans la toolbox 'Optimization' de l'environnement Matlab sont utilisées dans le processus d'optimisation inverse :

- La fonction "*fmincon*", permettant de résoudre des problèmes d'optimisation non-linéaires présentant des contraintes [Byrd *et al.*, 2000], est utilisée dans le sous-processus d'optimisation interne qui minimise la fonction de coût J . *fmincon* propose quatre algorithmes :

3.4 Description du processus d'optimisation inverse

- L'algorithme "*interior-point*" : utilisé pour résoudre des problèmes à grande échelle, et qui permet de respecter les contraintes spécifiées à chaque itération [Byrd *et al.*, 1999, Waltz *et al.*, 2006].
- L'algorithme "*sqp*" : qui permet également de respecter les contraintes spécifiées à chaque itération, mais résout des problèmes de petite ou moyenne échelle. Il est plus rapide que l'algorithme *interior-point*, mais beaucoup moins précis.
- L'algorithme "*active-set*" : cet algorithme est plus rapide que les précédents car il est utilisé pour résoudre des problèmes de petite échelle. Cependant, le respect des contraintes à chaque itération n'est pas garanti avec cet algorithme.
- L'algorithme "*trust-region-reflective*" : qui permet de satisfaire des contraintes d'égalités ou d'inégalités, mais de manière exclusive. Autrement dit, un problème d'optimisation ayant des contraintes d'égalités et d'inégalités ne peut être résolu avec cet algorithme.

Dans le sous-processus d'optimisation interne, nous utilisons donc l'algorithme *interior-point* afin de garantir une solution à chaque itération, et de trouver de manière précise des trajectoires articulaires optimales, bien que cela soit plus coûteux en termes de temps de calcul.

- Le sous-processus d'optimisation externe, permettant de trouver les coefficients de pondération optimaux en minimisant l'erreur RMS entre les trajectoires articulaires mesurées et estimées utilise la fonction Matlab "*ga*", développée sur la base d'un algorithme génétique [Houck *et al.*, 1995]. Ce type d'algorithme permet de résoudre des problèmes d'optimisation non-contraints en recherchant un extremum global à partir d'une population de points. Il s'avère très efficace pour la résolution de problèmes complexes et non-linéaires. Il se base sur la notion de sélection naturelle dont le principe général est décrit ci-dessous :
 1. La population initiale est générée de manière aléatoire ou peut être prédéfinie comme donnée d'entrée dans le programme. Par exemple, dans notre programme d'optimisation, toutes les fonctions de coût ont initialement le même poids. Ainsi, la population de départ correspond aux éléments α_i , initialisés à 1 ;
 2. Une première solution est calculée en utilisant ces valeurs initiales. Selon le résultat, les valeurs initiales sont évaluées et un score relatif à la pertinence de la solution par rapport au critère considéré est attribué à chaque élément de cette population ;
 3. Les éléments ayant les meilleurs scores sont ensuite désignés comme parents de la population suivante ;
 4. Les parents sont combinés deux-à-deux pour générer les enfants qui constituent la population suivante : c'est le principe de la mutation ;

5. Parmi ces enfants sont sélectionnés les parents de la nouvelle population ;
6. Le processus est réitéré jusqu'à ce que les solutions optimales soient trouvées.

3.5 Évaluation de chaque critère

Afin d'évaluer indépendamment chaque critère utilisé dans cette étude, le processus d'optimisation est effectué dans un premier temps en utilisant les fonctions de coût suivantes :

- cas 1 : $J = C_1$;
- cas 2 : $J = C_2$;
- cas 3 : $J = C_3$;
- cas 4 : $J = C_4$;
- cas 5 : $J = C_5$;
- cas 6 : $J = C_6$;
- cas 7 : $J = C_7$;

Dans ces conditions, les fonctions de coût sont imposées et seul le sous-processus d'optimisation interne est utilisé.

Pour un sujet typique, nous obtenons les résultats présentés en figure 3.7. Sur cette figure de grandes différences entre les trajectoires articulaires mesurées et celles estimées en utilisant le sous-processus d'optimisation interne sont observables. Ces résultats montrent que la minimisation d'un unique critère ne permet pas d'aboutir au mouvement optimal. L'utilisation d'une fonction de coût hybride, qui combine l'ensemble de ces critères, apparaît donc comme une solution potentielle pour retrouver les trajectoires mesurées et identifier les différents critères mis en jeu lors de l'accomplissement du mouvement humain.

3.5 Évaluation de chaque critère

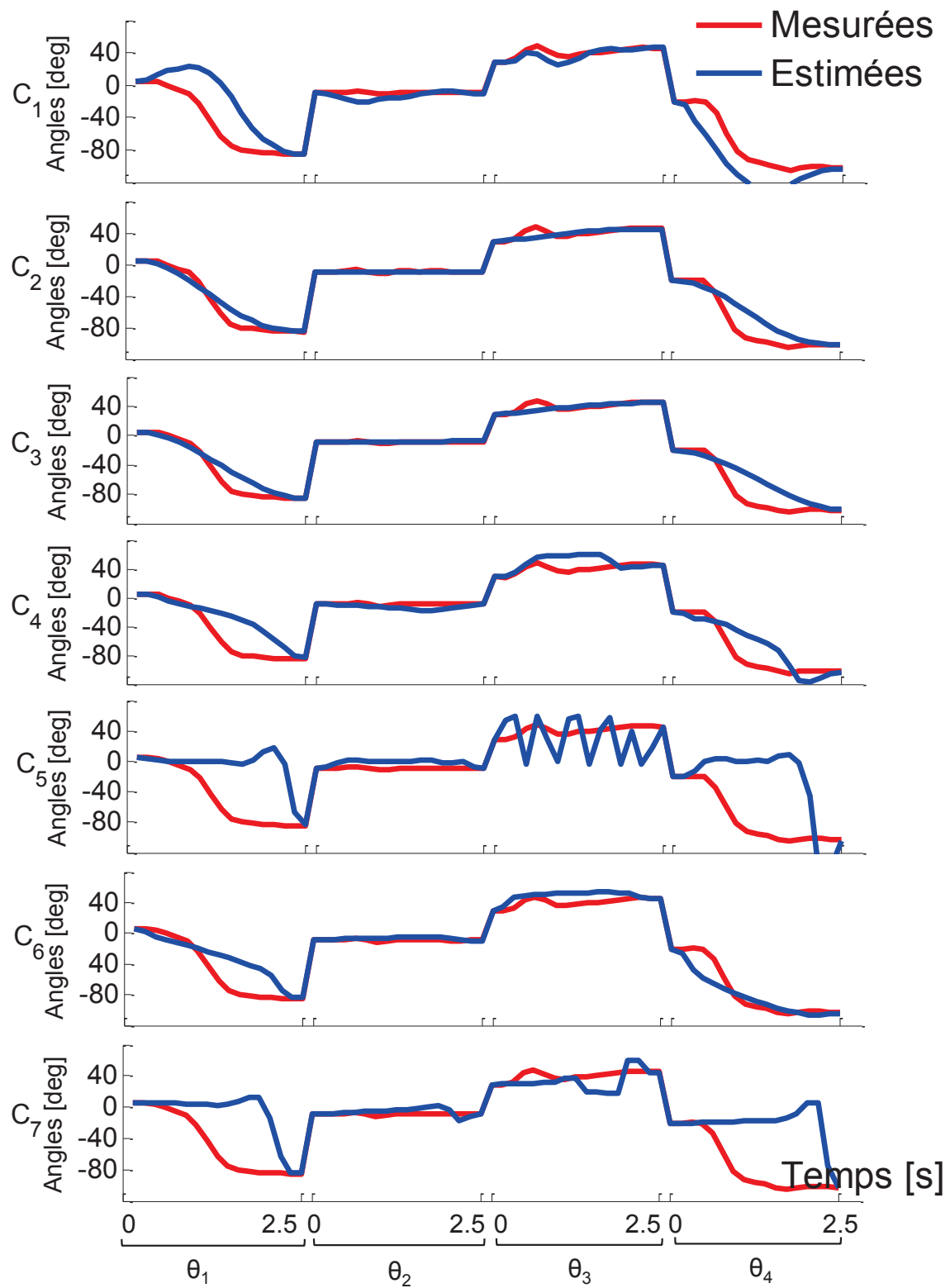


FIGURE 3.7 – Résultats de l'optimisation directe de chaque critère répertorié dans le tableau 3.3

3.6 Analyse des résultats de l'optimisation inverse

3.6.1 Résultats sur un sujet typique

La figure 3.8 présente les résultats de l'optimisation inverse obtenus pour un sujet typique. Les erreurs RMS, les erreurs RMS normalisées (NRMS), calculées conformément à l'équation 3.15, ainsi que les coefficients de corrélation entre les trajectoires articulaires mesurées et estimées en utilisant le processus d'optimisation inverse sont présentés dans le tableau 3.5.

$$NRMS(\theta_{k_{mes}}, \theta_{k_{est}}) = 100 \frac{RMS(\theta_{k_{mes}}, \theta_{k_{est}})}{RMS(\theta_{k_{mes}})} \quad (3.15)$$

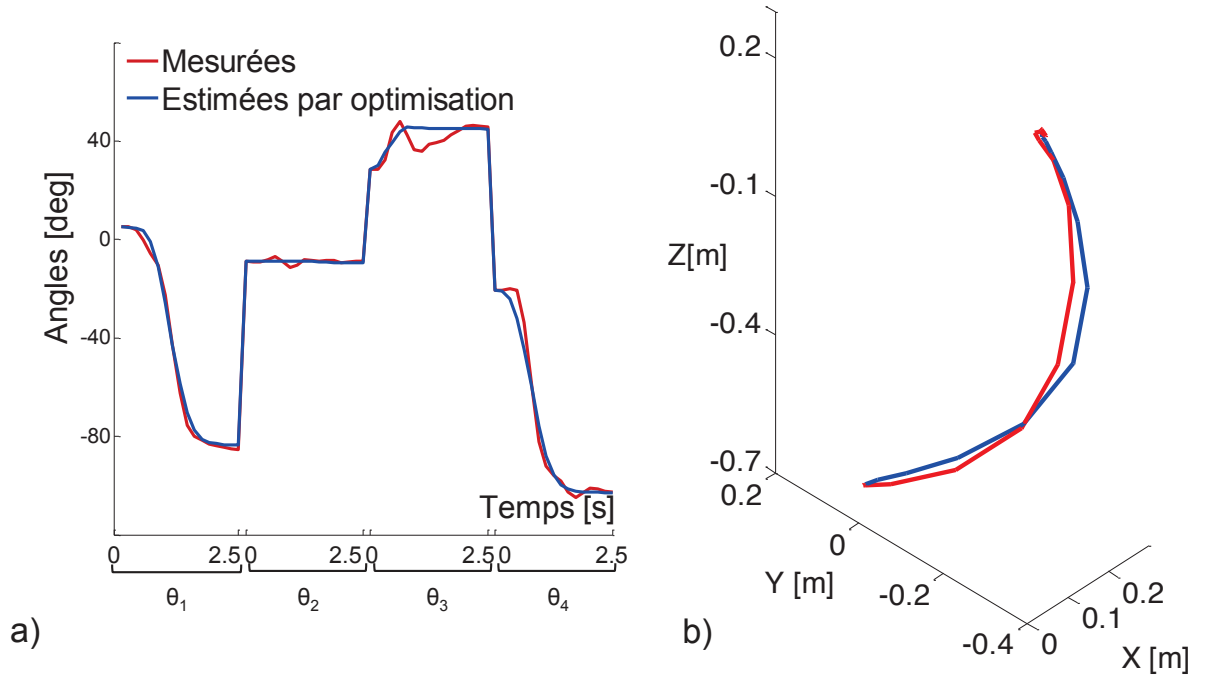


FIGURE 3.8 – Trajectoires articulaires (a) et cartésiennes (b) résultantes du processus d'optimisation inverse effectué à partir des mouvements d'un sujet typique

3.6 Analyse des résultats de l'optimisation inverse

	RMS [deg]	NRMS [%]	R
θ_1	2.41	4.03	1.00
θ_2	0.99	11.01	-0.01
θ_3	4.44	10.92	0.76
θ_4	4.77	5.82	0.99

Tableau 3.5 – Résultats de l'optimisation inverse pour un sujet typique

Ces résultats montrent que le mouvement libre prédit en utilisant le processus d'optimisation inverse est très proche du mouvement mesuré sur le sujet, et particulièrement dans le cas des mouvements de flexion/extension du coude et de l'épaule, qui sont principalement sollicités durant la tâche de vissage. Bien que les différences relevées sur les autres DDL soient plus importantes, elle restent acceptables car les trajectoires articulaires correspondantes présentent des amplitude de mouvement plus faibles.

Afin d'évaluer l'apport de chaque critère C_i dans la fonction de coût résultante J , nous représentons dans la figure 3.9 leur contributions respectives, calculées d'après l'équation 3.16.

$$Contribution(C_i) = 100 \frac{\alpha_i * C_i}{J}. \quad (3.16)$$

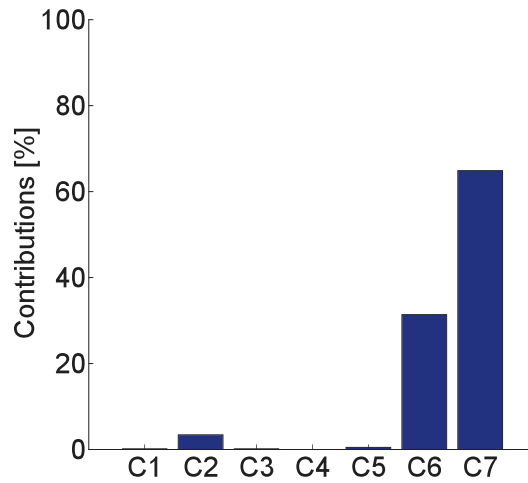


FIGURE 3.9 – Contributions de chaque critère d'optimalité résultant du mouvement effectué par un sujet typique

Cette figure montre que J est une fonction hybride qui met en jeu trois des sept critères utilisés dans le processus d'optimisation inverse. De plus, nous observons sur cette figure que le critère C_7 présente une contribution maximale dans la fonction de coût résultante. Ce premier résultat est conforme à l'étude de Berret

et al. [Berret *et al.*, 2011], où la même tendance a été observée. Le second critère prépondérant dans la fonction de coût J est le critère géodésique (C_6). Comme défini en section 3.2, ce critère permet de minimiser les efforts musculaires produits. Par conséquent, lorsque ce sujet typique effectue le mouvement libre de vissage, il minimise sa dépense énergétique ainsi que ses efforts musculaires, ce qui est tout à fait pertinent compte tenu du type de mouvement.

3.6.2 Résultats inter-sujets

Les trajectoires articulaires et cartésiennes résultantes du processus d'optimisation inverse effectué sur un second sujet sont représentés en figure 3.10. En comparaison avec les résultats précédents, nous observons ici de plus grandes différences entre les trajectoires mesurées et celles estimées en utilisant le processus d'optimisation inverse. Ces différences peuvent être dues aux erreurs de modélisation du membre supérieur, notamment relatives à l'estimation des paramètres segmentaires et inertiels respectivement estimés à partir des marqueurs VICON et d'une table anthropométrique. De plus, il se pourrait que le mouvement effectué par ce sujet induit des mouvements de la ceinture scapulaire au niveau du complexe articulaire de l'épaule. Même si ceux-ci sont de très faible amplitude et généralement négli-

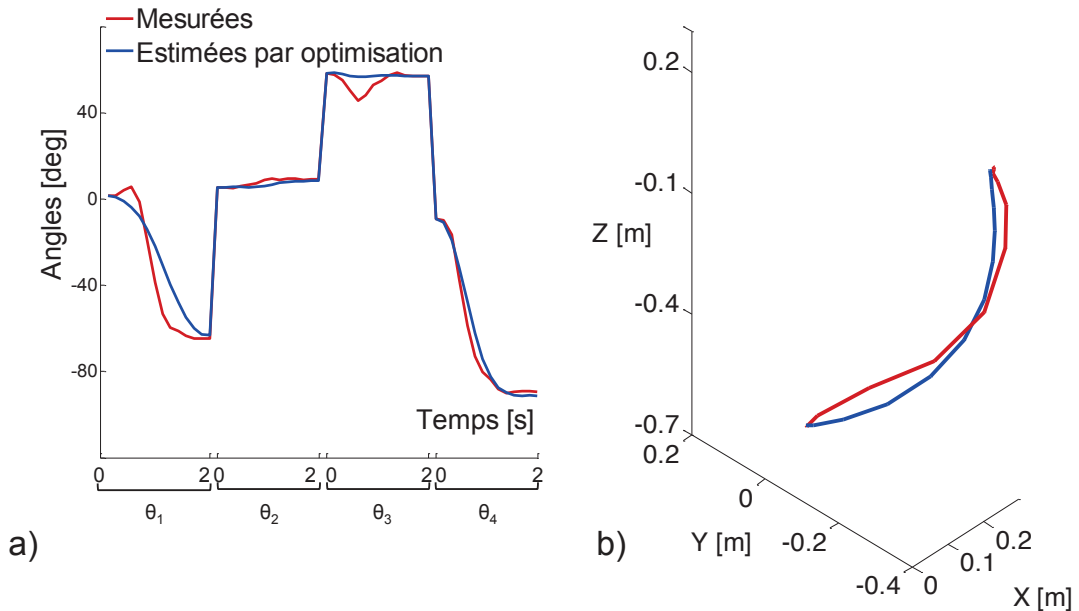


FIGURE 3.10 – Trajectoires articulaires (a) et cartésiennes (b) résultantes du processus d'optimisation inverse effectué à partir des mouvements d'un second sujet

3.6 Analyse des résultats de l'optimisation inverse

gés par rapport au mouvement global de l'épaule, leur impact peut être conséquent [De Sapio *et al.*, 2006]. Cela pourrait alors être à l'origine de ces erreurs de prédictions. Enfin, l'étude a été ici réalisée sur des sujets non-expérimentés, il se pourrait alors que le mouvement mesuré sur le sujet ne soit pas optimal et que celui-ci soit différent après un certain temps d'entraînement.

Les résultats moyennés sur l'ensemble des deux sujets sont présentés dans le tableau 3.6. A partir de ce tableau, nous observons que les coefficients de corrélation moyens relatifs à la flexion/extension de l'épaule et du coude sont très proche de 1, et présentent une faible variabilité. Sachant que ces DDL sont principalement sollicités durant la tâche de vissage sous-caisse, ce résultat démontre que la méthode d'optimisation inverse ici proposée est pertinente pour prédire ce type de mouvement. De plus, les erreurs RMS et NRMS relevées sont relativement faibles par rapport aux amplitudes de mouvement de chacun des DDL.

	RMS [deg]	NRMS [%]	R
θ_1	6.64 ± 6.00	14.05 ± 14.14	0.97 ± 0.03
θ_2	1.21 ± 0.30	14.40 ± 4.79	0.40 ± 0.59
θ_3	4.42 ± 0.02	9.47 ± 2.042	0.66 ± 0.13
θ_4	4.81 ± 0.06	6.30 ± 6.79	0.98 ± 0.00

Tableau 3.6 – Résultats de l'optimisation inverse moyennés sur deux sujets

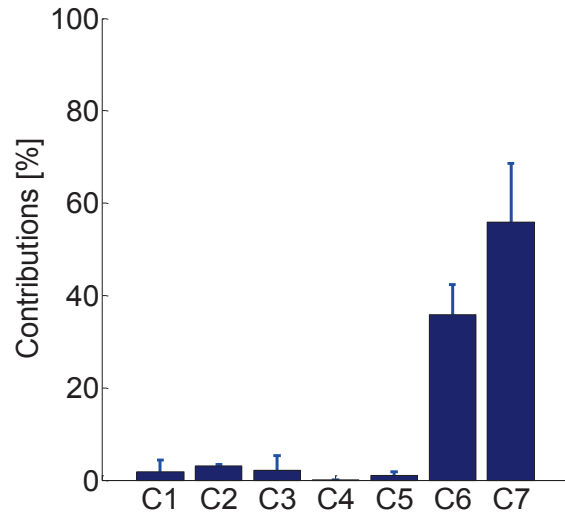


FIGURE 3.11 – Contributions moyennes de chaque critère d'optimalité résultant du mouvement effectué par un second sujet

Par ailleurs, l'analyse des contributions moyennes de chaque critère (figure 3.11) montre que les principaux critères minimisés lors du mouvement libre de vissage sont l'énergie et le critère géodésique, et les faibles variabilités observées dans cet histogramme montrent que les deux sujets adoptent le même comportement lors du mouvement libre de vissage. Nous pouvons donc conclure à partir de ces résultats que pour réaliser la tâche de vissage sous-caisse, les opérateurs minimisent leur dépense énergétique ainsi que leurs efforts musculaires.

3.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous proposons d'analyser le mouvement libre de vissage sous-caisse en utilisant des concepts issus du contrôle moteur humain. A partir des angles mesurés sur différents sujets et d'un programme d'optimisation inverse, nous déterminons les différents critères mis en jeu lors de l'exécution de ce type de mouvement. Bien que cette approche soit de plus en plus populaire au sein de la communauté des sciences du mouvement humain, son utilisation dans un tel contexte industriel est nouvelle.

L'utilisation des sept principaux critères d'optimalité identifiés dans la littérature ainsi que d'un modèle cinématique du membre supérieur permettant de reproduire un grand nombre de mouvements tridimensionnels offre la possibilité d'appliquer cette méthode pour l'analyse d'un grand nombre de mouvement. De plus, l'outil étant modulable, le modèle peut être enrichi en ajoutant d'autres critères d'optimalité selon les spécifications de l'utilisateur. Cependant, il est important de souligner que le temps de simulation dépend beaucoup du nombre de points de passage et de l'algorithme d'optimisation choisi. Dans cette étude, ceux-ci ont été choisis sur la base d'un compromis entre la rapidité du temps de calcul et la précision des résultats. Malgré cela, le temps de calcul du processus d'optimisation inverse pouvait varier de 20 h à 1 semaine selon le sujet observé, en utilisant un processeur Intel Core i7 de 2.70 GHz.

Les résultats de l'optimisation inverse ont montré la pertinence d'utiliser une fonction de coût hybride pour la prédiction de tels mouvements. Ceci a permis d'identifier les critères minimisés par les opérateurs durant la tâche de vissage : l'énergie et le critère géodésique. Cependant, si la variabilité des contributions moyennes des critères d'optimalité reste relativement faible, l'étude a été menée uniquement sur deux sujets, et mérite d'être effectuée sur une population plus importante pour valider ces résultats.

De plus, un travail de modélisation fine du membre supérieur pourrait être réalisé pour aboutir à de meilleurs résultats. Aussi serait-il intéressant d'analyser les mouvements de vissage effectués par des opérateurs confirmés pour vérifier si les critères identifiés dans ces conditions expérimentales sont différents.

Néanmoins, ces premiers résultats serviront de référence pour étudier les capacités d'interaction des exosquelettes. En effet, dans le cas idéal, le mouvement effectué

3.7 Conclusion

en interaction avec le robot doit résulter de la minimisation des mêmes critères sous-jacents du mouvement libre. Cette analyse, présentée dans le chapitre suivant et effectuée avec l'exosquelette ABLE, permettra de guider les industriels dans le choix de robots adaptés à l'assistance ergonomique des opérateurs en fonction du mouvement réalisé.

Chapitre 4

Analyse neuromusculaire de la tâche de vissage assistée par exosquelette

4.1 Introduction

L'analyse neuromusculaire présentée dans le chapitre précédent a montré que le mouvement libre de vissage sous-caisse résulte de la minimisation d'une fonction de coût hybride, principalement composée des critères géodésique et énergétique. Dans ce chapitre, nous proposons d'utiliser la même méthode pour déterminer la fonction de coût hybride minimisée durant la tâche de vissage effectuée par les sujets assistés par l'exosquelette. La comparaison des fonctions de coût résultantes du mouvement libre et du mouvement assisté nous permettra alors de vérifier les capacités du contrôleur de l'exosquelette à ne pas altérer les mouvements naturels humains. En effet, dans le cas idéal, l'exosquelette devrait être capable de suivre les mouvements de son utilisateur de manière transparente. Cet objectif, s'il est atteint, permettra d'améliorer l'acceptation et l'utilisation de l'exosquelette par l'opérateur. Nous proposons donc d'analyser l'exosquelette et son contrôleur pilotés par le mouvement de l'opérateur en se basant sur le processus d'optimisation inverse développé au chapitre précédent. Cette approche servira de base d'évaluation mais aussi d'aide à la conception d'un contrôleur d'exosquelette. En effet, l'objectif est de se rapprocher d'un mouvement libre effectuant la tâche sélectionnée.

Le chapitre est organisé de la manière suivante : la première partie présentera les résultats du processus d'optimisation inverse sur les mouvements des sujets équipés de l'exosquelette. Les résultats du processus d'optimisation inverse moyennés sur l'ensemble des sujets seront ensuite présentés et analysés en section 4.3. Après une analyse plus fine des couples articulaires mesurés sur les sujets durant ces essais (section 4.4), nous conclurons ce chapitre en présentant des perspectives de commande des exosquelettes susceptibles d'être utilisés comme dispositifs d'assistance aux tâches industrielles (section 4.5).

4.2 Optimisation inverse du mouvement assisté

Dans le chapitre 2, nous avons montré que les capacités d'interaction de l'exosquelette avec l'utilisateur dépendaient d'abord du paramétrage de la compensation de gravité. Pour évaluer l'influence de l'exosquelette sur la réalisation de la tâche de vissage, nous nous focaliserons ici sur les 3^{ème} et 4^{ème} essais présentés en chapitre 2, où la compensation de gravité est paramétrée selon les recommandations des concepteurs.

A partir des trajectoires articulaires mesurées durant ces essais, nous déterminerons les fonctions de coûts hybrides minimisées lors du mouvement assisté, en utilisant le processus d'optimisation inverse présenté en chapitre 3. Les résultats obtenus sont décrits dans la partie suivante.

4.2.1 Analyse du mouvement assisté

Comme présenté en section 2.3 et illustré en figure 4.1, les mouvements assistés par l'exosquelette sont enregistrés à partir du système de capture de mouvement Vicon afin de reconstruire les trajectoires articulaires relatives aux 4 DDL du modèle du membre supérieur retenu pour cette étude. A titre d'illustration, les trajectoires articulaires et cartésiennes du mouvement libre et du mouvement assisté, mesurées sur un sujet typique sont représentées en figure 4.2. Dans cette étude, nous utilisons le même modèle dynamique que dans le cas du mouvement libre, les inerties liées à l'interaction avec l'exosquelette ne sont donc pas considérées.



FIGURE 4.1 – Capture du mouvement assisté par l'exosquelette

4.2 Optimisation inverse du mouvement assisté

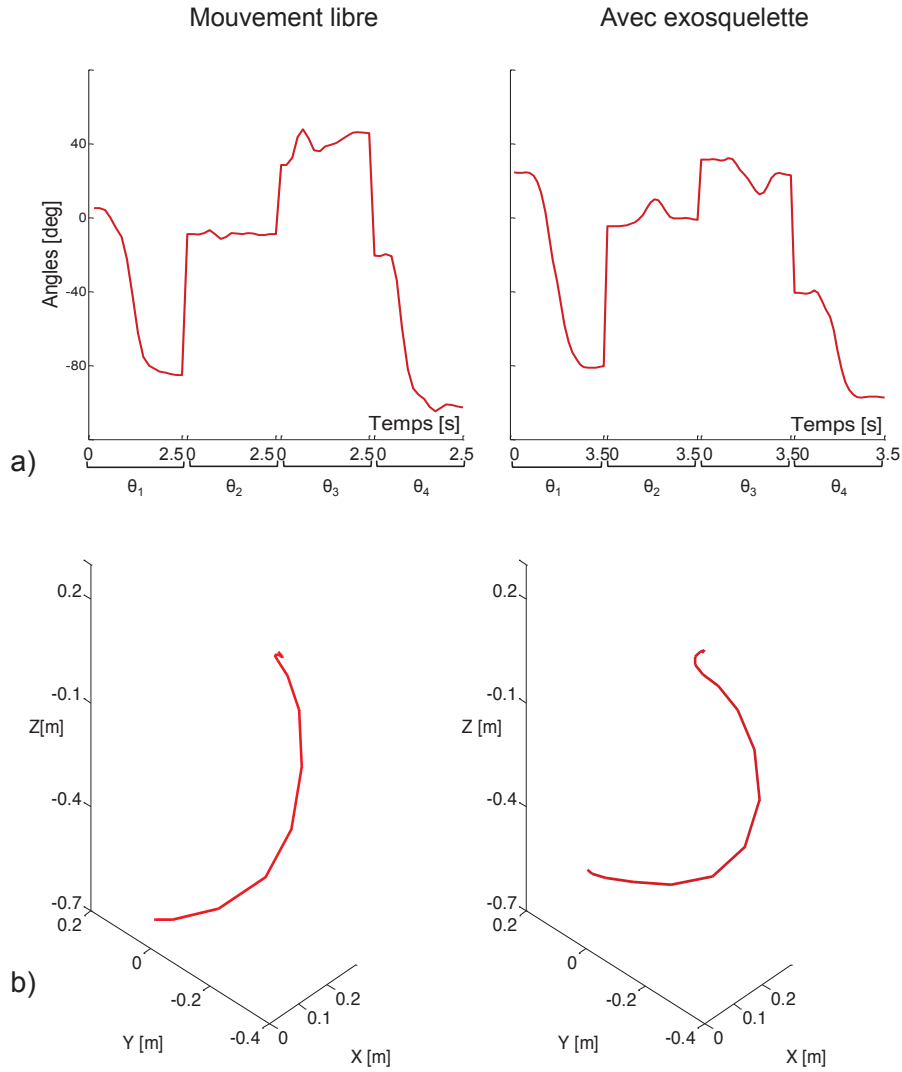


FIGURE 4.2 – Trajectoires articulaires (a) et cartésiennes (b) du mouvement libre et du mouvement assisté mesurées sur un sujet typique

4.2.2 Résultats représentatifs

Les figures 4.3 et 4.4 représentent les résultats du processus d'optimisation inverse pour deux sujets typiques durant les différents essais. Les erreurs RMS et NRMS ainsi que les coefficients de corrélation entre les trajectoires articulaires mesurées et celles estimées en utilisant le processus d'optimisation inverse sont répertoriés dans les tableaux 4.1 et 4.2.

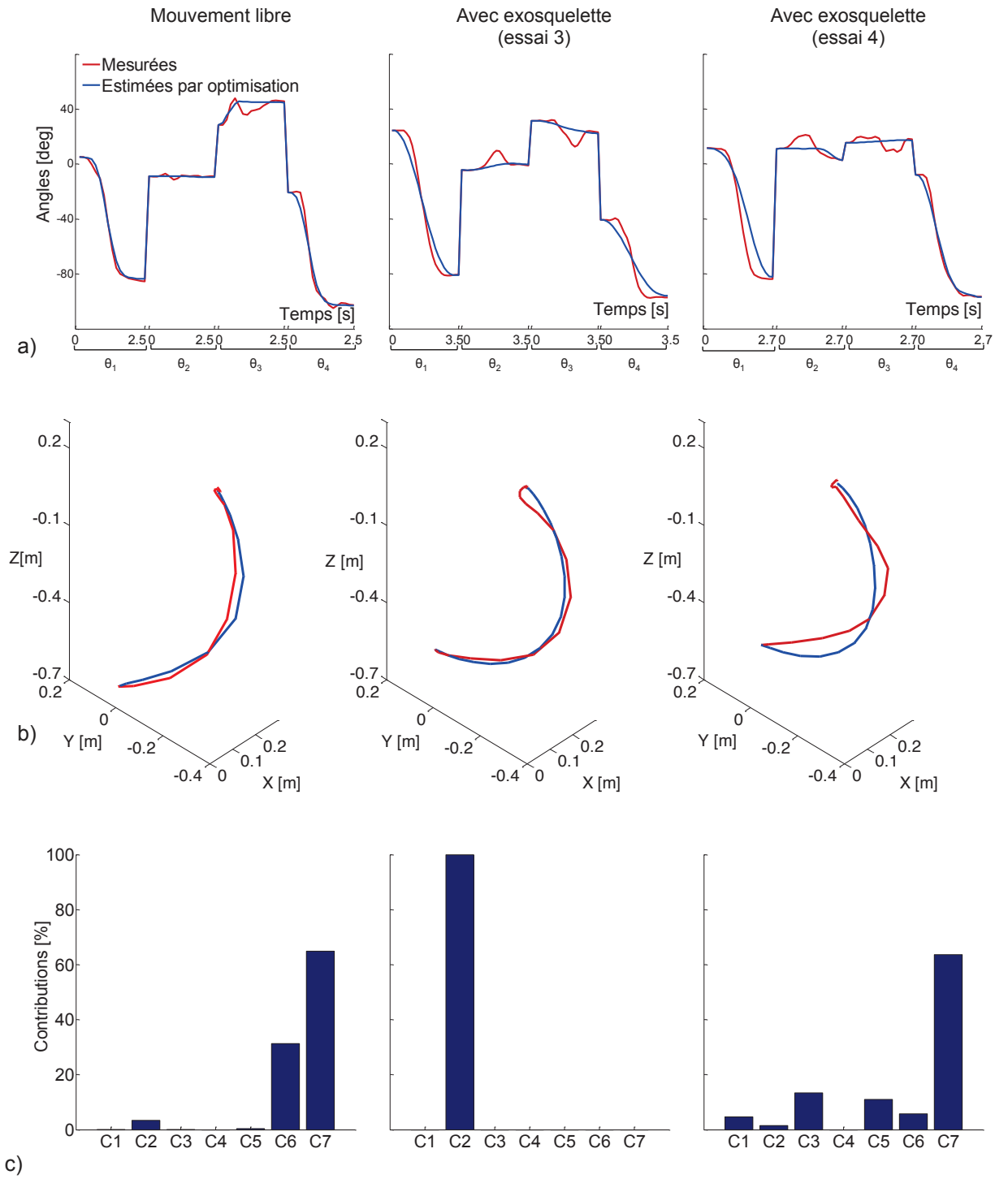


FIGURE 4.3 – Trajectoires articulaires (a) et cartésiennes (b), et contributions des critères (c) résultants du processus d'optimisation effectué à partir des mouvements d'un sujet typique mesurés durant les différents essais

4.2 Optimisation inverse du mouvement assisté

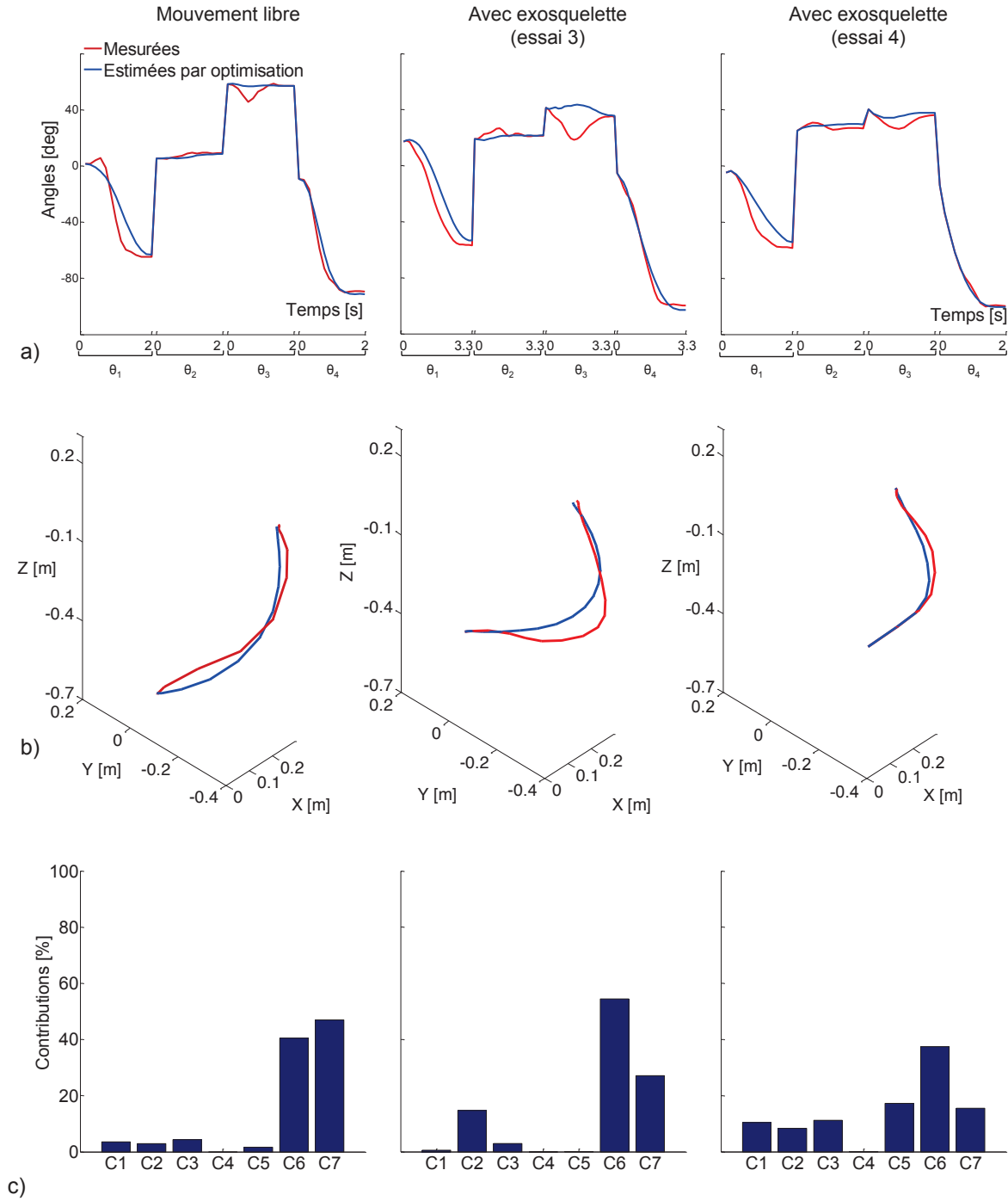


FIGURE 4.4 – Trajectoires articulaires (a) et cartésiennes (b), et contributions des critères (c) résultants du processus d'optimisation effectué à partir des mouvements d'un second sujet mesurés durant les différents essais

		Mouvement libre	Essai 3	Essai 4
θ_1	RMS [deg]	2.41	7.48	12.85
	NRMS [%]	4.03	13.58	27.72
	R	1.0	0.99	0.97
θ_2	RMS [deg]	0.99	4.21	4.99
	NRMS [%]	11.01	95.2	37.93
	R	-0.01	0.58	0.72
θ_3	RMS [deg]	4.44	4.79	4.36
	NRMS [%]	10.92	18.69	27.11
	R	0.76	0.75	-0.50
θ_4	RMS [deg]	4.77	6.70	3.62
	NRMS [%]	5.82	8.92	4.96
	R	0.99	0.97	1.00

Tableau 4.1 – Erreurs RMS, NRMS et coefficients de corrélation entre les valeurs angulaires mesurées et estimées pour le 1^{er} sujet lors des différents essais

		Mouvement libre	Essai 3	Essai 4
θ_1	RMS [deg]	10.11	11.81	10.42
	NRMS [%]	24.07	31.08	24.26
	R	0.95	0.97	0.96
θ_2	RMS [deg]	1.42	2.71	2.43
	NRMS [%]	17.79	12.10	8.81
	R	0.82	0.10	0.04
θ_3	RMS [deg]	4.41	13.53	5.02
	NRMS [%]	8.03	44.07	15.28
	R	0.57	-0.67	0.82
θ_4	RMS [deg]	4.85	4.05	1.26
	NRMS [%]	6.78	5.37	1.54
	R	0.98	0.99	0.99

Tableau 4.2 – Erreurs RMS, NRMS et coefficients de corrélation entre les valeurs angulaires mesurées et estimées pour le 2nd sujet lors des différents essais

L'analyse des résultats relatifs au premier sujet (figure 4.3) révèle que dans le cas du mouvement assisté, des différences notables sont observées entre les trajectoires mesurées et celles estimées en utilisant le processus d'optimisation inverse. La première hypothèse envisageable à la vue de ces résultats serait que le processus d'optimisation inverse ne soit pas en mesure de prédire la stratégie du mouvement effectué en interaction avec l'exosquelette, car ce dernier résulterait de la minimi-

4.3 Contributions moyennes de chaque critère

sation de critère(s) non-inclus dans la liste des sept critères ici utilisés. Cependant, nous pouvons remarquer que les coefficients de corrélation relatifs aux principaux DDL sollicités durant la tâche de vissage (θ_1 et θ_3) sont en moyenne égaux à 1, ce qui prouve qu’une corrélation existe entre les trajectoires mesurées et celles estimées en utilisant le processus d’optimisation inverse. De plus, en observant les trajectoires cartésiennes de ce sujet (figure 4.3b), nous constatons que le mouvement assisté par l’exosquelette ne semble pas naturel. Par conséquent, le mouvement serait dans ce cas imposé par l’exosquelette et non par l’utilisateur. Cette dernière hypothèse semble plus pertinente, elle justifie par ailleurs l’incapacité du processus d’optimisation inverse à prédire des mouvements non-naturels.

Ces résultats sont confirmés par ceux obtenus sur le deuxième sujet. En effet, l’analyse des trajectoires articulaires et cartésiennes représentées en figure 4.4 montre que ce dernier adopte un comportement différent lorsqu’il est assisté par l’exosquelette. De plus, en analysant les contributions de chaque critère dans les fonctions de coût résultantes de l’optimisation inverse moyennées sur l’ensemble des deux sujets, nous constatons qu’elles sont différentes d’un essai à l’autre. Les sujets appliquent donc des stratégies de mouvement qui varient quelque soit le niveau de compensation de gravité paramétré.

4.3 Contributions moyennes de chaque critère

Les contributions de chaque critère dans les fonctions de coût hybrides résultantes ainsi que les erreurs RMS, NRMS et les coefficients de corrélation entre les trajectoires articulaires mesurées et celles estimées en utilisant le processus d’optimisation inverse, moyennés sur l’ensemble des sujets, sont respectivement présentés en figure 4.5 et dans le tableau 4.3. Comme attendu, une variabilité importante est observable sur les contributions moyennes des critères lorsque le mouvement est assisté par l’exosquelette. Les fonctions de coût varient donc d’un essai à l’autre, mais aussi d’un sujet à l’autre. Par conséquent, chaque sujet adopte un comportement différent lorsqu’il agit avec l’exosquelette, et cela quelle que soit la valeur du niveau de compensation. Bien que ces résultats soient estimés sur seulement deux sujets, nous pouvons conclure que l’exosquelette contraint fortement le mouvement de humain. Il ne permet pas à l’opérateur la réalisation de ses mouvements habituels pour une même tâche de travail. Les modalités de contrôle ne tiennent donc pas compte des stratégies du contrôle moteur humain, ce qui rend par conséquent difficile l’interaction du système opérateur/exosquelette lorsque la compensation de gravité est effective. Par conséquent, une analyse plus fine des effets de la compensation de gravité (statique) ainsi qu’une évolution vers une compensation dynamique de l’exosquelette lors du mouvement assisté pourrait produire un meilleur comportement global pour l’opérateur.

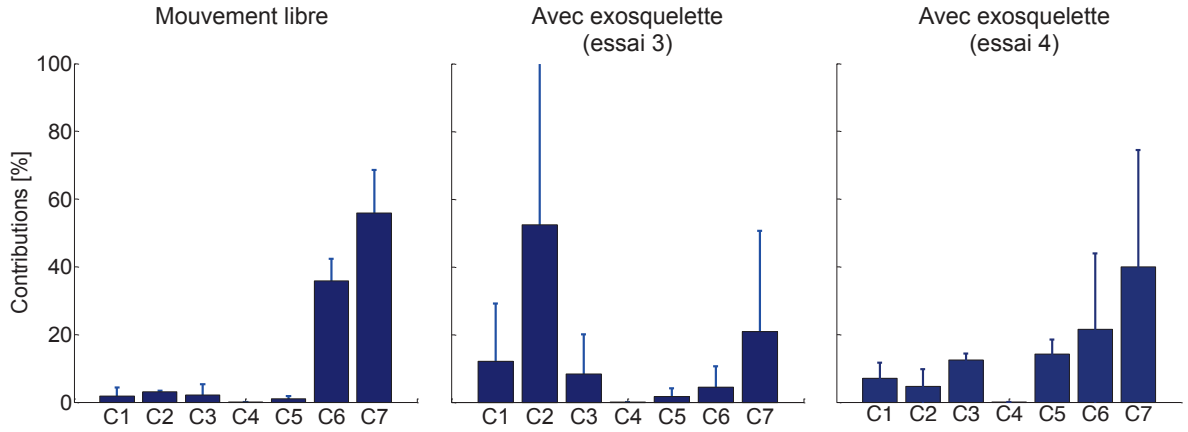


FIGURE 4.5 – Contributions moyennes de chaque critère dans les fonctions de coût hybrides résultantes de chaque essai

		Mouvement libre	Essai 3	Essai 4
θ_1	RMS [deg]	8.18 ± 3.81	13.90 ± 9.08	11.63 ± 1.72
	NRMS [%]	14.05 ± 14.17	33.54 ± 28.24	25.99 ± 2.45
	R	0.97 ± 0.03	0.96 ± 0.04	0.96 ± 0.01
θ_2	RMS [deg]	1.05 ± 0.51	3.59 ± 0.87	3.71 ± 1.81
	NRMS [%]	14.40 ± 4.79	54.27 ± 57.88	23.97 ± 20.59
	R	0.40 ± 0.59	0.33 ± 0.3	0.38 ± 0.48
θ_3	RMS [deg]	4.39 ± 6.17	2.39 ± 3.38	4.69 ± 0.47
	NRMS [%]	5.46 ± 7.72	9.34 ± 13.21	21.19 ± 8.36
	R	0.88 ± 0.17	0.87 ± 0.17	0.16 ± 0.83
θ_4	RMS [deg]	4.59 ± 0.38	5.79 ± 1.28	2.44 ± 1.67
	NRMS [%]	6.30 ± 0.68	7.70 ± 1.70	3.25 ± 2.41
	R	0.98 ± 0.00	0.98 ± 0.01	0.99 ± 0.01

Tableau 4.3 – Erreurs RMS, NRMS et coefficients de corrélation entre les valeurs angulaires mesurées et estimées moyennés sur l'ensemble des sujets lors des différents essais

4.4 Analyse des couples articulaires

Nous avons représenté en figure 4.6 l'évolution des couples articulaires Γ_1 et Γ_4 , estimés sur les deux sujets typiques durant les différents essais tout au long du cycle de vissage. Rappelons que Γ_1 et Γ_4 correspondent aux couples articulaires relatifs à la flexion/extension de l'épaule et du coude respectivement, qui sont les DDL les plus sollicités durant la tâche de vissage. Nous constatons ici que les couples articulaires sont variables durant le mouvement, et que la compensation de gravité fournie par

4.4 Analyse des couples articulaires

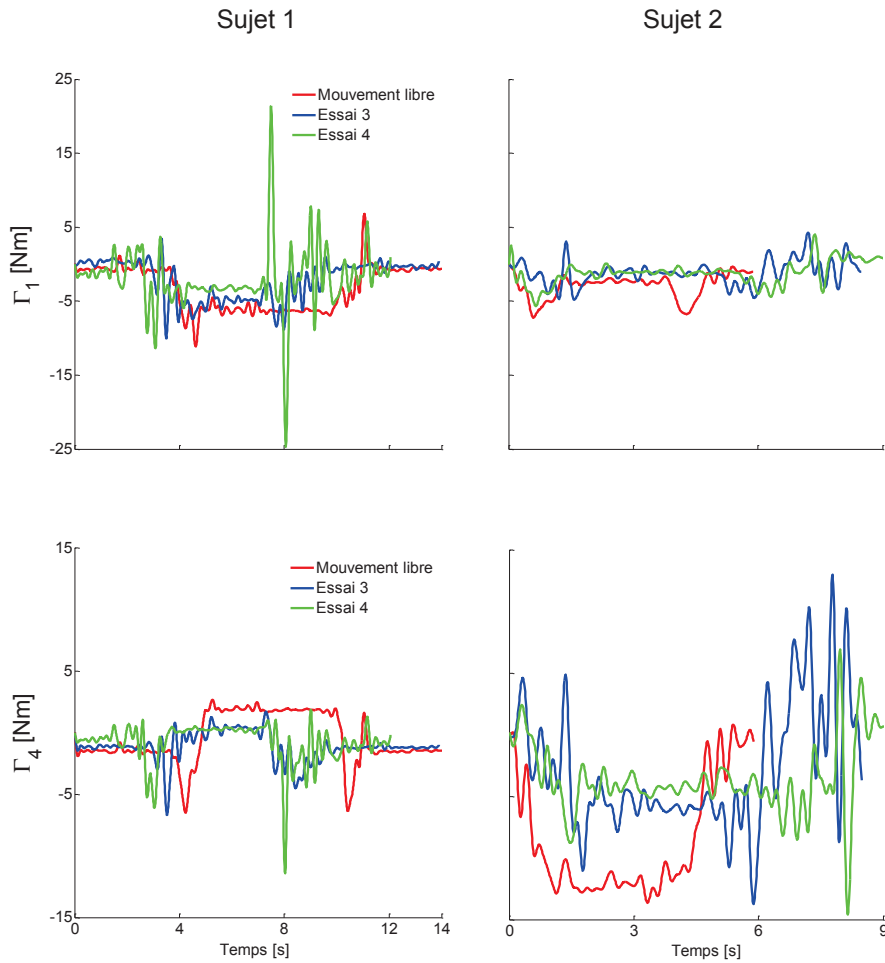


FIGURE 4.6 – Couples articulaires mesurés sur chaque sujet pour les différents essais

l'exosquelette n'est pas toujours visible. En effet, bien que l'analyse biomécanique effectuée dans le chapitre 2 a montré que le mouvement est globalement compensé en effort, ces résultats montrent que les couples articulaires ne sont pas toujours réduits durant le cycle de vissage. Dans ces conditions, la commande statique de l'exosquelette relative à la compensation de gravité ne s'avère pas adaptée, ce qui empêche l'exosquelette de suivre correctement les mouvements de l'utilisateur. Pour mieux respecter le mouvement humain durant l'interaction, il serait alors judicieux d'adopter une loi de commande dynamique. Nous proposons alors de développer une nouvelle loi de commande qui permettra de tenir compte des caractéristiques dynamiques du mouvement humain. Cette commande pouvant être mise en œuvre sur tout type d'exosquelette, permettra interaction personnalisée avec l'utilisateur, qui sera particulièrement appréciée pour des applications industrielles où la réactivité et la fluidité des mouvements sont essentielles.

4.5 Perspectives de commandes avancées de l'exosquelette

Connaissant les limites de la compensation statique de l'exosquelette en termes de respect du mouvement humain observées durant cette étude, nous proposons ici d'adapter les modalités du contrôleur de l'exosquelette au mouvement humain. La loi de commande ici proposée se basera sur deux principes communément utilisés par la communauté robotique : la planification de trajectoires optimales et la commande prédictive.

4.5.1 Planification de trajectoires optimales

En robotique, la planification de trajectoires constitue à elle seule un large domaine de recherche et regroupe différentes problématiques notamment liées à la navigation de robots mobiles, la génération de trajectoires des robots manipulateurs et la génération de mouvements de robots humanoïdes. Dans la littérature, on distingue la planification de chemins de la planification de trajectoires [Broquère, 2011]. En effet, un chemin est défini comme une représentation géométrique du déplacement du robot, ne tenant pas compte de sa dimension temporelle. Une trajectoire, quant à elle, correspond au déplacement du robot au cours du temps. Par conséquent, nous distinguons deux principales catégories de méthodes de planification :

- **Les méthodes dites classiques :** Il s'agit notamment des méthodes de décomposition cellulaire [Schwartz et Sharir, 1983], des champs potentiels ou encore de construction de graphes [Khatib, 1986]. Ces dernières sont souvent utilisées pour la planification de chemins, elles ne s'inscrivent pas dans le cadre de notre étude.
- **Les méthodes heuristiques :** dont l'objectif est de choisir la trajectoire optimale à adopter parmi différentes possibilités. Dans ce cas, le problème est résolu à partir d'un processus d'optimisation directe, dont les contraintes sont notamment liées à la cinématique et/ou la dynamique du robot.

A titre d'exemple, certaines méthodes heuristiques publiées dans la littérature sont présentées ci-après.

En robotique industrielle, la planification de trajectoires optimales s'effectue généralement en minimisant la durée de parcours afin d'atteindre les objectifs de rentabilité [Renaud et Fourquet, 1992]. L'optimisation y est effectuée en respectant certaines contraintes liées à la cinématique de la tâche [Chand et Doty, 1985] et/ou à la dynamique du robot [Hollerbach, 1984]. Mais ce critère a également été utilisé pour d'autres types d'applications, comme par exemple dans le cadre des travaux de Broquère [Broquère, 2011] pour la planification de trajectoires d'un robot mo-

bile d'assistance de personnes tétraplégiques. Dans ce contexte, les contraintes sont d'ordre cinématique, et sont liées aux mouvements du robot effectués en présence des patients.

En robotique mobile, la trajectoire optimale est généralement déterminée à partir de la minimisation de la longueur de la trajectoire [Scheuer, 1998]. Dans le cas de la robotique humanoïde, les méthodes de planification de trajectoires sont nombreuses. Elles dépendent du type de mouvement à réaliser mais également de l'environnement dans lequel évolue le robot. Par exemple, Kuffner *et al.* proposent dans leur étude de planifier les mouvements de locomotion en minimisant le nombre et la complexité des pas effectués de manière à obtenir des trajectoires relativement raides [Kuffner *et al.*, 2005]. Dans [Kanehiro *et al.*, 2008], la génération de mouvements de l'ensemble du corps du robot est effectuée à partir de la minimisation de la durée parcours de la trajectoire. Aussi plusieurs études se basent sur les principes en contrôle moteur humain afin de reproduire des mouvements biologiques sur des robots humanoïdes [Capi *et al.*, 2003, Tran, 2009].

L'ensemble des exemples présentés ci-dessus montrent la diversité des méthodes de planification de trajectoires optimales proposées dans la littérature. Dans le cadre de nos travaux, nous pensons utiliser l'une de ces méthodes pour générer les trajectoires optimales de l'exosquelette à partir de la minimisation d'un critère que l'on aura préalablement identifié. Les trajectoires résultantes permettront de calculer, à partir du modèle dynamique inverse de l'exosquelette, les couples à générer sur chaque articulation de l'exosquelette pour accompagner le mouvement humain. Ce principe est illustré en figure 4.7.

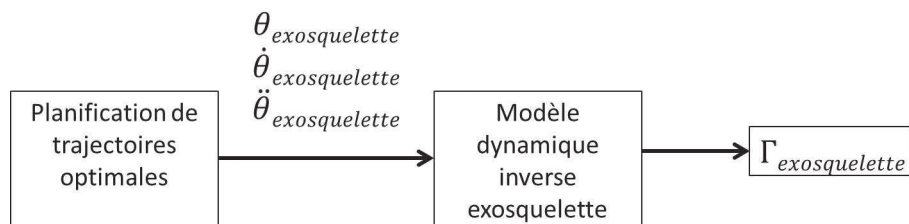


FIGURE 4.7 – Principe de la commande de l'exosquelette à partir de la planification de trajectoires optimales

4.5.2 Commande prédictive

Dans la littérature, le terme '*Commande Prédictive*' regroupe l'ensemble des méthodes de commande dont le fonctionnement est basé sur la prédiction du comportement futur du système, déterminé à partir de sa modélisation.

La commande prédictive s'effectue en quatre étapes, renouvelées à chaque échantillon k (voir figure 4.8) :

1. A partir du modèle du système, les sorties futures $Y_p(k+i)$, sont prédites sur un *horizon de prédiction* ;
2. Une trajectoire de référence à suivre est établie ;
3. La séquence des commandes futures à appliquer au système sur un *horizon de commande* est ensuite calculée à partir des sorties futures et de la trajectoire de référence ;
4. Seule la première séquence de la commande est retenue pour l'échantillon suivant, c'est le principe de l'*horizon fuyant* [Propoi, 1963].

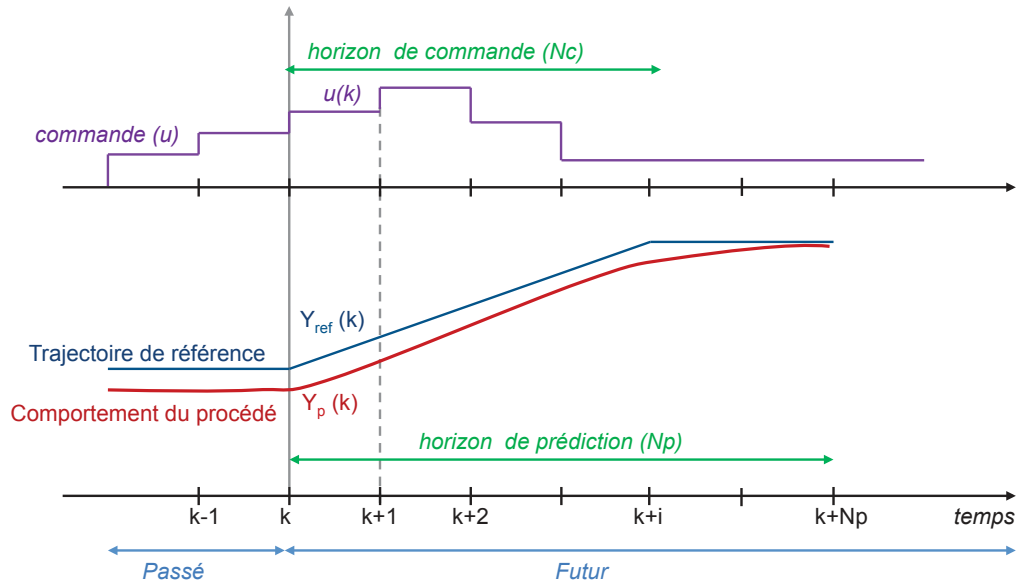


FIGURE 4.8 – Principe de la commande prédictive d'après [Bombard *et al.*, 2008]

Comme montré en figure 4.9, la commande prédictive est formulée par un problème d'optimisation pour maintenir le procédé le plus proche possible de la trajectoire de référence. Par conséquent, la fonction de coût à minimiser est souvent caractérisée par l'erreur quadratique entre la trajectoire de référence et les sorties prédites. L'avantage de la formulation du problème sous forme d'optimisation permet de tenir compte contraintes linéaires et/ou non-linéaires du système considéré [Xi, 1993], ce qui représente une fonctionnalité essentielle dans le milieu industriel. C'est pourquoi la commande prédictive a connu un grand essor dans le milieu de l'industrie, et cela depuis la publication des travaux de de Richalet *et al.* [Richalet *et al.*, 1978] relatifs à l'amélioration des performances de production. Aujourd'hui, les méthodes de commande prédictive commercialisées pour l'industrie sont nombreuses, les principales sont présentées dans [Qin et Badgwell, 2003]. Ces

méthodes connaissent également un grand champ d'applications dans la recherche en robotique, notamment en robotique industrielle [Vivas et Mosquera, 2005], chirurgicale [Ginhoux, 2003, Ginhoux *et al.*, 2005], mobile [Klančar et Škrjanc, 2007, Morette, 2009] ou encore humanoïde [Herdt, 2012].

Dans le cadre nos travaux, une méthode de commande prédictive pourrait être appliquée à l'exosquelette pour améliorer ses capacités d'interaction. Dans ces conditions, la trajectoire de référence correspondrait à la trajectoire estimée à partir du modèle dynamique direct du bras humain, et la trajectoire prédite serait estimée à partir du modèle dynamique direct du système bras humain+exosquelette. La minimisation de la fonction de coût permettra alors d'obtenir à chaque période d'échantillonnage un mouvement proche du mouvement libre. Par conséquent, les critères minimisés durant le mouvement assisté seront équivalents à ceux minimisés lors du mouvement libre. Cette méthode originale, présentée en en figure 4.10, permettra de mettre en œuvre une commande dynamique de l'exosquelette afin d'obtenir des trajectoires plus réalistes que celles obtenues avec la compensation statique en boucle ouverte actuellement mise en œuvre sur l'exosquelette.

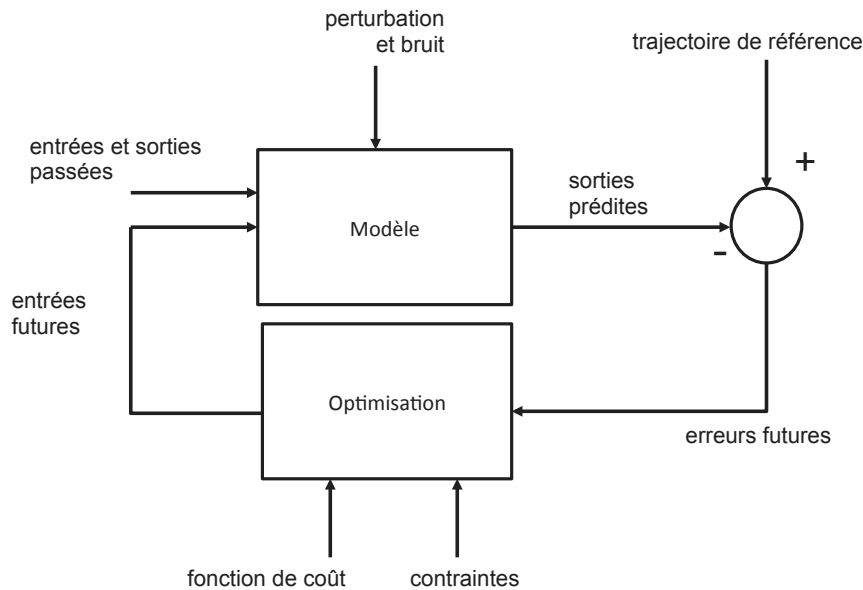


FIGURE 4.9 – Schéma de principe de la commande prédictive [Ginhoux, 2003]

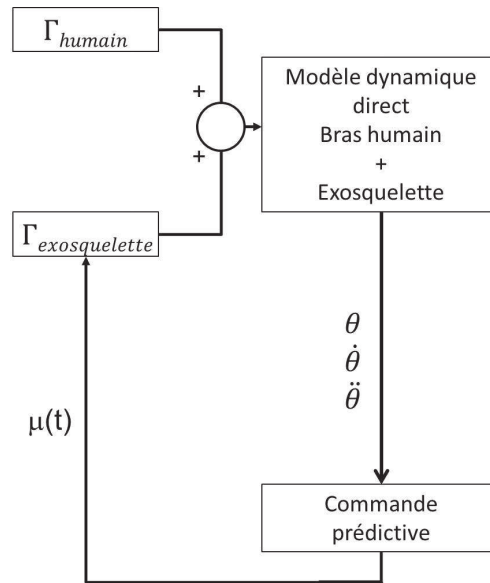


FIGURE 4.10 – Perspective de commande de l'exosquelette

4.6 Conclusion

L'analyse neuromusculaire réalisée sur la tâche de vissage assistée par l'exosquelette a montré des différences significatives entre les trajectoires mesurées et celles estimées en utilisant le processus d'optimisation inverse. Ces résultats indiquent alors que le mouvement assisté n'est pas naturel, car dans ces conditions, il est imposé par l'exosquelette et non par l'utilisateur. Par conséquent, la compensation statique de l'exosquelette, basée sur une commande en boucle ouverte, n'est pas adaptée aux mouvements naturels humains, ce qui contraint fortement son utilisation. Cependant, cette étude a été effectuée uniquement sur deux sujets. L'analyse neuromusculaire doit donc être effectuée sur une population plus représentative pour consolider ces premiers résultats.

Néanmoins, une perspective possible d'amélioration de l'interaction des exosquelettes avec les utilisateurs serait de développer un nouveau type de contrôleur basé sur les principes du contrôle moteur humain. Contrairement à la commande statique ici utilisée pour piloter l'exosquelette, le mouvement humain sera dans ce cas considéré dans la stratégie de commande dynamique pour obtenir une meilleure fluidité lors de l'interaction avec l'utilisateur. Cette loi de commande sera réalisée à partir de la planification des trajectoires optimales de l'exosquelette et d'une commande prédictive qui permettra de calculer en temps réel les couples moteurs nécessaires à l'exosquelette pour assister la tâche de manière dynamique.

Conclusion et Perspectives

L'émergence de la robotique collaborative dans le milieu industriel ouvre la voie à de nouvelles modalités d'assistance des opérateurs permettant de réduire la pénibilité des postes de travail et participe à l'amélioration de la productivité des entreprises. L'utilisation d'un cobot ou d'un exosquelette est une idée prometteuse, dont l'important potentiel d'application suscite naturellement l'intérêt des industriels. Cependant, dans un tel contexte où la rentabilité est de mise, un investissement dans ce type de technologie doit être justifié. Par conséquent, il est essentiel de quantifier l'apport de ces nouveaux moyens robotisés d'assistance.

Dans la littérature, peu d'auteurs se sont intéressés à évaluer leur performances ergonomiques en milieu industriel. Ces travaux de thèse s'inscrivent dans ce contexte. Ils contribuent principalement à évaluer l'apport d'exosquelettes susceptibles d'être utilisés dans le milieu industriel afin d'assister les opérateurs dans l'exécution de tâches pénibles.

Le développement d'une méthode basée sur l'utilisation d'un système de capture de mouvement et d'un outil de modélisation dynamique a permis d'évaluer l'aspect biomécanique d'une tâche de travail réalisée en interaction avec un exosquelette. Dans le cadre de ces travaux, cette méthode a été appliquée pour l'analyse d'une tâche de vissage sous-caisse particulièrement contraignante, et assistée par l'exosquelette ABLE. Nous avons pu démontrer à partir de l'analyse comparative entre le mouvement libre et le mouvement assisté que cet exosquelette est bénéfique en termes de compensation d'efforts physiques, car il permet de réduire la dépense énergétique des opérateurs.

Nous sommes ensuite allés plus loin dans l'analyse de la tâche de vissage en étudiant l'aspect neuromusculaire du mouvement. Cette étude, se basant sur les principes du contrôle moteur humain, a donné lieu au développement d'un outil modulable d'optimisation inverse pouvant être utilisé sur différents types de mouvements du membre supérieur. L'analyse du mouvement assisté par l'exosquelette a révélé que le mouvement naturel humain est altéré par l'exosquelette. Face à ce constat, nous nous sommes interrogés sur la stratégie de commande de l'exosquelette. En effet, la compensation de gravité est réalisée par l'exosquelette à partir d'une compensation de gravité statique, et se trouve non adaptée aux mouvements dynamiques. Ainsi avons-nous émis l'hypothèse qu'une loi de commande dynamique en boucle ou-

verte permettrait de considérer les stratégies de mouvements humains afin de mieux fidéliser le mouvement de l'exosquelette à celui de son utilisateur.

Les perspectives d'études relatives à ces travaux sont nombreuses. Tout d'abord, la liste des critères utilisés pour l'analyse biomécanique peut être enrichie. Des critères relatifs par exemple à la fréquence cardiaque ou à l'activité musculaire pourraient être ajoutés pour une analyse plus approfondie. De plus, cette méthode étant vouée à être mise en œuvre au sein du groupe PSA, la capture de mouvement devra être effectuée sur des opérateurs en situation réelle de travail. Il est alors préférable que le système de capture de mouvement soit portable, et par conséquent l'utilisation d'un système de capture de mouvement à centrales inertielles s'avère plus envisageable qu'un système optoélectronique qui serait plus encombrant et pourraient gêner les opérateurs dans leur travail.

Pour confirmer les premiers résultats de l'analyse neuromusculaire, l'étude doit être étendue sur un nombre plus important de sujets afin d'avoir une population plus représentative. De plus, le modèle du membre supérieur utilisé dans cette étude peut être affiné, notamment au niveau de l'épaule pour une meilleure représentativité. Aussi serait-il intéressant de réaliser cette étude à partir de mouvements mesurés sur des opérateurs expérimentés en situation de travail réelle, afin de comparer les critères d'optimalités minimisés durant la tâche de vissage sous caisse.

Enfin, un travail important sur le développement de la nouvelle loi de commande de l'exosquelette reste à réaliser. La première étude relative à ce travail concernera le choix du critère d'optimalité pour la planification des trajectoires de l'exosquelette. Cette commande dynamique en boucle ouverte permettra d'obtenir une interaction personnalisée avec l'utilisateur. Cependant l'approche visée serait le développement d'une commande dynamique en boucle fermée qui pourra être utilisée pour piloter l'exosquelette dédié à l'assistance de tâches industrielles de manipulation, pour une transparence optimale vis-à-vis de l'utilisateur.

Annexe A :

Tableau 57 des maladies professionnelles

Régime général Tableau 57

Affections périarticulaires provoquées par certains gestes et postures de travail

Date de création : décret du 2 novembre 1972

Dernière mise à jour : décret du 1^{er} août 2012

Désignation des maladies	Délai de prise en charge	Liste limitative des travaux susceptibles de provoquer ces maladies
- A - Épaule		
Tendinopathie aiguë non rompue non calcifiante avec ou sans enthésopathie de la coiffe des rotateurs.	30 jours	Travaux comportant des mouvements ou le maintien de l'épaule sans soutien en abduction (**) avec un angle supérieur ou égal à 60° pendant au moins 3h30 par jour en cumulé.
Tendinopathie chronique non rompue non calcifiante avec ou sans enthésopathie de la coiffe des rotateurs objectivée par IRM (*).	6 mois sous réserve d'une durée d'exposition de 6 mois)	Travaux comportant des mouvements ou le maintien de l'épaule sans soutien en abduction (**) : - avec un angle supérieur ou égal à 60° pendant au moins deux heures par jour en cumulé ou - avec un angle supérieur ou égal à 90° pendant au moins une heure par jour en cumulé.
Rupture partielle ou transfixiante dze la coiffe des rotateurs objectivée par IRM (*)	1 an (sous réserve d'une durée d'exposition d'un an)	Travaux comportant des mouvements ou le maintien de l'épaule sans soutien en abduction (**) : - avec un angle supérieur ou égal à 60° pendant au moins deux heures par jour en cumulé ou - avec un angle supérieur ou égal à 90° pendant au moins une heure par jour en cumulé.
- B - Coude		
Tendinopathie d'insertion des muscles épicondyliens associée ou non à un syndrome du tunnel radial.	14 jours	Travaux comportant habituellement des mouvements répétés de préhension ou d'extension de la main sur l'avant-bras ou des mouvements de pronosupination.
Tendinopathie d'insertion des muscles épitrochléens.	14 jours	Travaux comportant habituellement des mouvements répétés d'adduction ou de flexion et pronation de la main et du poignet ou des mouvements de pronosupination.
Hygromas : épanchement des bourses séreuses ou atteintes inflammatoires des tissus sous-cutanés des zones d'appui du coude.		Travaux comportant habituellement un appui prolongé sur la face postérieure du coude
- forme aiguë;	7 jours	
- forme chronique.	90 jours	
Syndrome canalair du nerf ulnaire dans la gouttière épitrochléo-olécrânienne confirmé par électroneuromyographie (EMG).	90 jours (sous réserve d'une durée d'exposition de 90 jours)	Travaux comportant habituellement des mouvements répétitifs et/ou des postures maintenues en flexion forcée. Travaux comportant habituellement un appui prolongé sur la face postérieure du coude.

- C - Poignet - Main et doigt

Tendinite.	7 jours	Travaux comportant de façon habituelle des mouvements répétés ou prolongés des tendons fléchisseurs ou extenseurs de la main et des doigts.
Ténosynovite.	7 jours	
Syndrome du canal carpien.	30 jours	Travaux comportant de façon habituelle, soit des mouvements répétés ou prolongés d'extension du poignet ou de préhension de la main, soit un appui carpien, soit une pression prolongée ou répétée sur le talon de la main.
Syndrome de la loge de Guyon.	30 jours	

- D - Genou

Syndrome de compression du nerf sciatique poplité externe.	7 jours	Travaux comportant de manière habituelle une position accroupie prolongée
Hygromas :		
- hygroma aigu des bourses séreuses ou atteinte inflammatoire des tissus sous-cutanés des zones d'appui du genou ;	7 jours	Travaux comportant de manière habituelle un appui prolongé sur le genou.
- hygroma chronique des bourses séreuses.	90 jours	Travaux comportant de manière habituelle un appui prolongé sur le genou.
Tendinite sous-quadricipitale ou rotulienne.	7 jours	Travaux comportant de manière habituelle des mouvements répétés d'extension ou de flexion prolongées du genou.
Tendinite de la patte d'oie.	7 jours	Travaux comportant de manière habituelle des mouvements répétés d'extension ou de flexion prolongées du genou.

- E - Cheville et pied

Tendinite achilléenne.	7 jours	Travaux comportant de manière habituelle des efforts pratiqués en station prolongée sur la pointe des pieds.
------------------------	---------	--

(*) Ou un arthroscanner en cas de contre-indication à l'IRM

(**) Les mouvements en abduction correspondent aux mouvements entraînant un décollement des bras par rapport au corps.

Annexe B :

Exemple de Questionnaire

ETUDE SUR LES TROUBLES MUSCULO-SQUELETTIQUES

I. IDENTIFICATION

A quelle date remplissez-vous ce questionnaire ? 200

jour mois année

Quelle est votre année de naissance ? 19
année

Êtes-vous ? Un homme ☐
Une femme ☐

Êtes-vous ? Droitier (ère) ☐ Gaucher (ère) ☐ Ambidextre ☐

Quel est votre poids (en kg) ? kg

Quelle est votre taille (en cm) ? cm

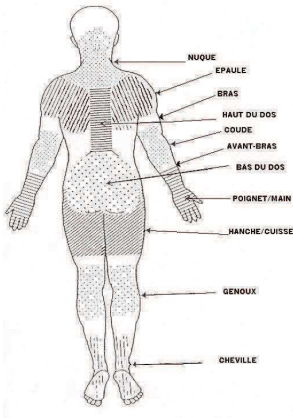
II. CONCERNANT VOTRE ETAT DE SANTÉ

1. Avez-vous eu, au cours des **12 derniers mois**, des problèmes (courbatures, douleurs, gêne, engourdissement)

☐ Oui ☐ Non

Si oui, au niveau de quelles zones du corps ?

	Oui	Non		Du côté droit	Du côté Gauche	Des deux Côtés
Nuque / cou	☐	☐				
Epaule / bras	☐	☐	Si oui :	☐	☐	☐
Coude/ avant-bras	☐	☐	Si oui :	☐	☐	☐
Main / poignet	☐	☐	Si oui :	☐	☐	☐
Doigts	☐	☐	Si oui :	☐	☐	☐
Haut du dos	☐	☐				
Bas du dos	☐	☐				



Si vous avez répondu non à la question 1 passez directement à la question 9

2. Durant ces **12 derniers mois**, combien de temps, au total, avez-vous souffert ?

Pour chacune des zones du corps, cochez la case qui correspond le mieux à votre réponse

	Plus de 30 jours	En permanence
Nuque / cou	☐	☐
Epaule / bras	☐	☐
Coude/ avant-bras	☐	☐
Main / poignet	☐	☐
Doigts	☐	☐
Haut du dos	☐	☐
Bas du dos	☐	☐

3. Avez-vous eu un arrêt de travail à cause de vos douleurs ou gêne des membres supérieurs au cours des **12 derniers mois** ?

Non ☐ < 24 heures ☐ 2-7 jours ☐ 8-30 jours ☐ plus de 30 jours ☐

4. Avez-vous consulté un médecin généraliste ou spécialiste à cause de vos douleurs ou gêne des membres supérieurs au cours des **12 derniers mois** ?

Non ☐ 1 à 2 fois ☐ 3 à 5 fois ☐ 6 à 10 fois ☐ plus de 10 fois ☐

5. Avez-vous consulté un kinésithérapeute à cause de vos douleurs ou gêne des membres supérieurs au cours des **12 derniers mois** ?

Non ☐ 1 à 2 fois ☐ 3 à 5 fois ☐ 6 à 10 fois ☐ plus de 10 fois ☐

6. Si vous avez souffert de douleurs du bas du dos (lombalgies) **au moins un jour au cours des 12 derniers mois**, s'agissait-il de ?

	Oui	Non
Sciatique, avec des douleurs s'étendant plus bas que le genou	☐	☐
Sciatique, avec des douleurs ne dépassant pas le genou	☐	☐
Lumbago (douleur lombaire aiguë localisée)	☐	☐
Autre type de lombalgie	☐	☐

Avez-vous eu un arrêt de travail à cause de vos douleurs du bas du dos au cours des **12 derniers mois** ?

Non ☐ < 24 heures ☐ 2-7 jours ☐ 8-30 jours ☐ plus de 30 jours ☐

Avez-vous consulté un médecin généraliste ou spécialiste à cause de vos douleurs du bas dos au cours des **12 derniers mois** ?

Non ☐ 1 à 2 fois ☐ 3 à 5 fois ☐ 6 à 10 fois ☐ plus de 10 fois ☐

Avez-vous consulté un kinésithérapeute à cause de vos douleurs du bas du dos au cours des **12 derniers mois** ?

Non ☐ 1 à 2 fois ☐ 3 à 5 fois ☐ 6 à 10 fois ☐ plus de 10 fois ☐

7. Avez-vous eu, au cours des **7 derniers jours**, des problèmes (courbatures, douleurs, gêne, engourdissement)

☐ Oui ☐ Non

Si oui, au niveau de quelles zones du corps ?

	Oui	Non		Du côté droit	Du côté gauche	Des deux côtés
Nuque / cou	☐	☐				
Epaule / bras	☐	☐	Si oui :	☐	☐	☐
Coude/ avant-bras	☐	☐	Si oui :	☐	☐	☐
Main / poignet	☐	☐	Si oui :	☐	☐	☐
Doigts	☐	☐	Si oui :	☐	☐	☐
Haut du dos	☐	☐				
Bas du dos	☐	☐				

Si vous avez répondu non à la question 1 passez directement à la question 9

8. Comment évaluez-vous l'intensité de ce problème **au moment où vous remplissez le questionnaire**, sur l'échelle ci-dessous ? *Pour chacune des zones du corps, entourez la case correspondante*

Nuque / cou	Ni gêne ni douleur →	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	← Gêne ou douleur intolérable
Epaule / bras	Ni gêne ni douleur →	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	← Gêne ou douleur intolérable
Coude/ avant-bras	Ni gêne ni douleur →	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	← Gêne ou douleur intolérable
Main / poignet	Ni gêne ni douleur →	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	← Gêne ou douleur intolérable
Doigts	Ni gêne ni douleur →	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	← Gêne ou douleur intolérable
Haut du dos	Ni gêne ni douleur →	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	← Gêne ou douleur intolérable
Bas du dos	Ni gêne ni douleur →	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	← Gêne ou douleur intolérable

III. CONCERNANT VOTRE TRAVAIL

9. Avez-vous dû changer d'emploi à cause de vos douleurs ou gêne au cours des 5 dernières années ?

non ☐ oui, douleurs des membres ☐ oui, douleurs du dos ☐ autre (précisez) ☐

10. Quel emploi occupez-vous actuellement ? *Précisez en clair l'intitulé*

11. Quel est votre contrat de travail actuel ?

Emploi sans limite de durée (CDI)	☐
Sous contrat à durée déterminée (CDD) ou autre emploi à durée limitée (contrat saisonnier, etc.)	☐
Intérimaire (placé par une agence d'intérim)	☐
Fonctionnaire	☐
Apprenti(e) ou contrat de formation à l'emploi en alternance	☐

Stagiaire ou contrat de mesure pour l'emploi	☐
--	--------------------------

12. QUELLE EST VOTRE ANCIENNETÉ DANS L'EMPLOI ACTUEL ?

Moins de 1 an ☐ Entre 1 et 2 ans ☐ Entre 3 et 10 ans ☐ Plus de 10 ans ☐

13. Pouvez-vous décrire les principales tâches ou activités que vous devez accomplir dans votre emploi actuel ?

14. Pouvez-vous indiquer le nom ou le numéro de l'atelier dans lequel vous travaillez ?

15. Quel nombre d'heures de travail avez-vous effectué lors de la dernière semaine travaillée ? |_|_|
heures

16. VOTRE DURÉE DE TRAVAIL HEBDOMADAIRE EST-ELLE VARIABLE ? OUI ☐ NON ☐

17. Occupez-vous différents postes ou fonctions (polyvalence) au cours de votre travail ?

- Presque jamais / jamais..... ☐
- 1 à 3 jours par mois..... ☐
- 1 jour par semaine..... ☐
- 2 à 4 jours par semaine ☐
- Tous les jours..... ☐

18. Occupez vous différents postes au cours d'une journée de travail ?

Oui ☐ Non ☐

Si oui, combien ?

Quel est le pourcentage de temps passé sur chaque poste ?

Poste 1 % Poste 2 % Poste 3 % Poste 4 % Poste 5 % Poste 6 %

Les questions suivantes se rapportent à une journée typique de travail au cours de 12 derniers mois

19. Au cours d'une journée de travail typique, votre rythme de travail vous est-il imposé par ?

	Oui	Non
1 Le déplacement automatique d'un produit ou d'une pièce	☐	☐
2 La cadence automatique d'une machine	☐	☐
3 D'autres contraintes techniques	☐	☐
4 La dépendance immédiate vis-à-vis du travail d'un ou plusieurs collègues	☐	☐
5 Des normes de production, ou des délais, à respecter	☐	☐
6 Une demande extérieure (public, client)	☐	☐
7 Les contrôles ou une surveillance permanents	☐	☐

20. Comment évaluez-vous l'intensité des efforts physiques de votre travail au cours d'une journée typique de travail ? Entourez le chiffre correspondant à votre choix sur l'échelle graduée de 6 à 20 ci-dessus, qui va de « pas d'effort du tout » à « épuisant »

- 6 Pas d'effort du tout
- 7 Extrêmement léger
- 8
- 9 Très léger
- 10
- 11 Léger
- 12
- 13 Un peu dur
- 14
- 15 Dur
- 16
- 17 Très dur
- 18
- 19 Extrêmement dur

21. AU COURS D'UNE JOURNÉE TYPIQUE DE TRAVAIL, DEVEZ-VOUS FAIRE DES GESTES PRÉCIS ?

Non ou presque jamais ☐ Rarement (moins de 2 heures par jour) ☐
Souvent (2 à 4 heures par jour)..... ☐ Toujours ou presque toujours..... ☐

22. Au cours d'une journée typique de travail, êtes-vous assis ?

Non ou presque jamais ☐ Rarement (moins de 2 heures par jour) ☐
Souvent (2 à 4 heures par jour)..... ☐ Toujours ou presque toujours..... ☐

23. Au cours d'une journée typique de travail, devez-vous vous pencher **en avant ou sur le côté** régulièrement ou de manière prolongée ?

Non ou presque jamais ☐ Rarement (moins de 2 heures par jour) ☐
Souvent (2 à 4 heures par jour)..... ☐ Toujours ou presque toujours..... ☐

24. Au cours d'une journée typique de travail, combien de temps passez-vous à porter une charge qui pèse ?

1 à 10 kg	Jamais ou presque jamais	☐	Rarement (Moins de 2 heures par jour)	☐
	Souvent (De 2 à 4 heures par jour)	☐	Toujours ou la plupart du temps	☐
10 à 25 kg	Jamais ou presque jamais	☐	Rarement (Moins de 2 heures par jour)	☐
	Souvent (De 2 à 4 heures par jour)	☐	Toujours ou la plupart du temps	☐
Plus de 25 kg	Jamais ou presque jamais	☐	Rarement (Moins de 2 heures par jour)	☐
	Souvent (De 2 à 4 heures par jour)	☐	Toujours ou la plupart du temps	☐

25. Au cours d'une journée typique de travail, conduisez-vous un véhicule (automobile, camion, autocar, autobus, engin de chantier, chariot automoteur, trajet domicile-travail inclus) ?

☐ Non ou presque jamais ☐ Moins de 4 heures par jour
☐ Plus de 4 heures par jour ☐

26. Avez-vous le sentiment que dans l'ensemble votre travail est reconnu par votre entourage professionnel ?

Oui, tout à fait..... ☐ Plutôt oui..... ☐
Plutôt non..... ☐ Non, pas du tout ☐

27. Combien de temps devez-vous adopter les positions suivantes au cours d'une journée typique de travail ?

		Jamais ou presque jamais	Rarement (moins de 2 heures par jour)	Souvent (2 à 4 heures par jour)	La plupart du temps (plus de 4 heures par jour)
Travailler avec un ou deux bras en l'air (au-dessus des épaules) régulièrement ou de manière prolongée		☐	☐	☐	☐
Attraper régulièrement des objets derrière le dos		☐	☐	☐	☐
Travailler avec un ou deux bras écartés du corps régulièrement ou de manière prolongée		☐	☐	☐	☐
Reposer vos avant-bras sur un accoudoir ou un plan de travail		☐	☐	☐	☐
Fléchir le(s) coude(s) régulièrement ou de manière prolongée		☐	☐	☐	☐
Tourner la main comme pour visser		☐	☐	☐	☐
Tordre le poignet		☐	☐	☐	☐
Appuyer ou taper avec la base de la main sur un plan dur ou sur un outil		☐	☐	☐	☐
Presser ou prendre fermement des objets ou des pièces entre le pouce et l'index		☐	☐	☐	☐
Pencher la tête en avant régulièrement ou de manière prolongée		☐	☐	☐	☐

Pencher la tête en arrière régulièrement ou de manière prolongée		☐	☐	☐	☐
--	---	--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------

28. VOTRE TRAVAIL NÉCESSITE-T-IL HABITUELLEMENT DE RÉPÉTER LES MÊMES ACTIONS PLUS DE 2 À 4 FOIS ENVIRON PAR MINUTE ?

Jamais ☐ Moins de 2 heures par jour ☐
 De 2 à 4 heures par jour ☐ Plus de 4 heures par jour ☐

29. Pouvez-vous interrompre votre travail ou changer de tâche ou d'activité pendant 10 minutes ou plus chaque heure ?

Jamais ☐ Rarement ☐ Souvent ☐ Toujours ☐

30. Au cours d'une journée typique de travail, manipulez vous régulièrement une charge ou un objet qui pèse ?

1 à 4 kg	Jamais ou presque jamais ☐	Rarement (moins de 2 heures par jour)..... ☐
	Souvent (2 à 4 heures par jour) ☐	Toujours ou la plupart du temps ☐
Plus de 4 kg	Jamais ou presque jamais ☐	Rarement (moins de 2 heures par jour)..... ☐
	Souvent (2 à 4 heures par jour) ☐	Toujours ou la plupart du temps ☐

31. AU COURS D'UNE JOURNÉE TYPIQUE DE TRAVAIL, UTILISEZ-VOUS DES OUTILS VIBRANTS OU DEVEZ-VOUS POSER LA (ES) MAIN(S) SUR DES MACHINES VIBRANTES ?

Jamais ou presque jamais..... ☐ Rarement ☐
 Souvent ☐ Toujours ou la plupart du temps..... ☐

32. Au cours d'une journée typique de travail, manipulez -vous des objets froids (moins de 15° C) ou travaillez-vous au froid (moins de 15°C)

Jamais ou presque jamais..... ☐ Rarement ☐
 Souvent ☐ Toujours ou la plupart du temps..... ☐

33. Utilisez-vous un clavier pour saisir des données ou une souris ou un dispositif analogue d'entrée de données (crayon optique, scanner, douchette, etc.) ?

Non ou presque jamais ☐ Rarement (Moins de 2 heures par jour)..... ☐
 Souvent (De 2 à 4 heures par jour) ☐ Toujours ou presque toujours..... ☐

34. Utilisez-vous un écran d'ordinateur ou de contrôle ?

Non ou presque jamais..... ☐
Souvent (De 2 à 4 heures par jour). ☐

Rarement (Moins de 2 heures par jour).... ☐
Toujours ou presque toujours ☐

Les questions suivantes se rapportent à votre travail habituel au cours des 12 derniers mois

	Pas du tout d'accord	Pas d'accord	D'accord	Tout à fait d'accord
35. Dans mon travail, je dois apprendre des choses nouvelles	☐	☐	☐	☐
36. Dans mon travail, j'effectue des tâches répétitives	☐	☐	☐	☐
37. Mon travail me demande d'être créatif	☐	☐	☐	☐
38. Mon travail me permet souvent de prendre des décisions moi-même	☐	☐	☐	☐
39. Mon travail demande un haut niveau de compétence	☐	☐	☐	☐
40. Dans ma tâche, j'ai très peu de liberté pour décider comment je fais mon travail	☐	☐	☐	☐
41. Dans mon travail, j'ai des activités variées	☐	☐	☐	☐
42. J'ai la possibilité d'influencer le déroulement de mon travail	☐	☐	☐	☐
43. J'ai l'occasion de développer mes compétences professionnelles	☐	☐	☐	☐
44. Mon travail demande de travailler très vite	☐	☐	☐	☐
45. Mon travail demande de travailler intensément	☐	☐	☐	☐
46. On me demande d'effectuer une quantité de travail excessive	☐	☐	☐	☐
47. Je dispose du temps nécessaire pour exécuter mon travail	☐	☐	☐	☐
48. Je reçois des ordres contradictoires de la part d'autres personnes	☐	☐	☐	☐
49. Mon travail nécessite de longues périodes de concentration intense	☐	☐	☐	☐
50. Mes tâches sont souvent interrompues avant d'être achevées, nécessitant de les reprendre plus tard	☐	☐	☐	☐
51. Mon travail est très « bousculé »	☐	☐	☐	☐
52. Attendre le travail de collègues ou d'autres départements ralentit souvent mon propre travail	☐	☐	☐	☐
53. Mon supérieur se sent concerné par le bien-être de ses subordonnés	☐	☐	☐	☐
54. Mon supérieur prête attention à ce que je dis	☐	☐	☐	☐
55. Mon supérieur m'aide à mener ma tâche à bien	☐	☐	☐	☐
56. Mon supérieur réussit facilement à faire collaborer ses subordonnés	☐	☐	☐	☐
57. Les collègues avec qui je travaille sont des gens professionnellement compétents	☐	☐	☐	☐

58. Les collègues avec qui je travaille me manifestent de l'intérêt	☐	☐	☐	☐
59. Les collègues avec qui je travaille sont amicaux	☐	☐	☐	☐
60. Les collègues avec qui je travaille m'aident à mener les tâches à bien	☐	☐	☐	☐

Si vous avez des remarques éventuelles concernant votre santé ou votre travail, n'hésitez pas à les inscrire ci-dessous :

Merci de votre participation

Annexe C :

Placement des marqueurs Plug-in-gait

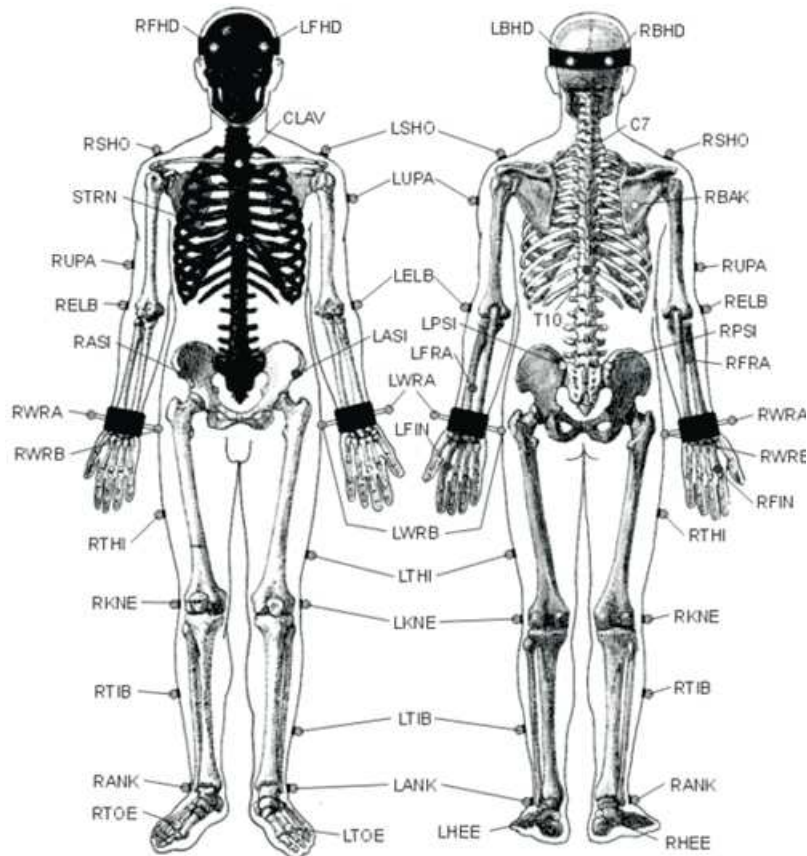


FIGURE 11 – Protocole de placement des marqueurs *Plug-in-Gait*

Tête

Marqueur	Repère Anatomique
LFHD	Tempe gauche
RFHD	Tempe droite
LBHD	Arrière gauche de la tête
RBHD	Arrière droit de la tête

Torse

Marqueur	Repère Anatomique
C7	7 ^{eme} vertèbre cervicale
T10	10 ^{eme} vertèbre thoracique
CLAV	Clavicule
STRN	Sternum
RBAK	Right Back

Bras

Marqueur	Repère Anatomique
LSHO/RSO	Articulation acromio-claviculaire
LUPA/RUPA	Entre l'épaule et du coude
LELB/RELB	Epicondyle latéral
LFRA/RFRA	Avant-bras, entre le coude et le poignet
LWRA/RWRA	Poignet, coté pouce
LWRB/RWRB	Poignet, coté auriculaire
LFIN/RFIN	Sur le second métacarpe

Hanches

Marqueur	Repère Anatomique
LASI	Epine iliaque antérieure gauche
RASI	Epine iliaque antérieure droite
LPSI	Epine iliaque postérieure gauche
RPSI	Epine iliaque postérieure droite

Jambes

Marqueur	Repère Anatomique
LKNE/RKNE	Epicondyle latéral du genou
LTHI/RTHI	Premier tiers de la surface de la cuisse
LANK/RANK	Malléole latérale externe
LTIB/RTIB	Premier tiers de la surface du tibia
LHEE/RHEE	Sur le calcaneum
LTOE/RTOE	Sur la métatarse

Bibliographie

- [AFNOR, 2014] AFNOR (2014). NF-ISO-13482 : Robots et composants robotiques — exigences de sécurité pour les robots de soins personnel.
- [Akella *et al.*, 1999] AKELLA, P., PESHKIN, M., COLGATE, E., WANNASUPHOPRASIT, W., NAGESH, N., WELLS, J., HOLLAND, S., PEARSON, T. et PEACOCK, B. (1999). Cobots for the automobile assembly line. *In Proceedings of the 1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA 1999.*, volume 1, pages 728–733. IEEE.
- [Albrecht *et al.*, 2010] ALBRECHT, S., SOBOTKA, M. et ULBRICH, M. (2010). A bilevel optimization approach to obtain optimal cost functions for human arm movements. *Preprint in preparation, Fakultät für Mathematik, TU München.*
- [Alexander, 1997] ALEXANDER, R. M. (1997). A minimum energy cost hypothesis for human arm trajectories. *Biological Cybernetics*, 76(2):97–150.
- [Aptel *et al.*, 2000] APTEL, M., LAFABRIE, S., TRONCHET, L. et ATAIN-KOUADIO, J. (2000). Orege : un outil simple d'évaluation des facteurs de risque biomécaniques de TMS du membre supérieur.
- [Aptel *et al.*, 2008] APTEL, M., MOREL, O., AUBLET-CUVELIER, A., GUERRIER, A. et FORSMAN, M. (2008). Une méthode-outil d'aide à la prévention des tms pour les petites entreprises. *Documents pour le Médecin du Travail, DMT*, (114):221–231.
- [ArmyTechnologies, 2014] ARMYTECHNOLOGIES (2014). <http://www.army-technology.com/projects/raytheon-xos-2-exoskeleton-us/>.
- [Aubelet-Cuvelier, 1996] AUBELET-CUVELIER, A. (1996). Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur. *INRS*.
- [Ben-Itzhak et Karniel, 2008] BEN-ITZHAK, S. et KARNIEL, A. (2008). Minimum acceleration criterion with constraints implies bang-bang control as an underlying principle for optimal trajectories of arm reaching movements. *Neural Computation*, 20(3):779–812.
- [Bergmann et Peterson, 2010] BERGMANN, T. F. et PETERSON, D. H. (2010). *Chiropractic technique*. Elsevier Health Sciences.
- [Bernard et Putz-Anderson, 1997] BERNARD, B. P. et PUTZ-ANDERSON, V. (1997). Musculoskeletal disorders and workplace factors : a critical review of

- epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back.
- [Bernstein, 1967] BERNSTEIN, N. A. (1967). The coordination and regulation of movements.
- [Berret, 2008] BERRET, B. (2008). *Intégration de la force gravitaire dans la planification motrice et le contrôle des mouvements du bras et du corps*. Thèse de doctorat, Université de Bourgogne.
- [Berret *et al.*, 2011] BERRET, B., CHIOVETTO, E., NORI, F. et POZZO, T. (2011). Evidence for composite cost functions in arm movement planning : An inverse optimal control approach. *PLoS Computational Biology*, 7(10):1–18.
- [Berret *et al.*, 2008] BERRET, B., DARLOT, C., JEAN, F., POZZO, T., PAPAXANTHIS, C. et GAUTHIER, J. P. (2008). The inactivation principle : mathematical solutions minimizing the absolute work and biological implications for the planning of arm movements. *PLoS computational biology*, 4(10).
- [Biess *et al.*, 2007] BIESS, A., LIEBERMANN, D. G. et FLASH, T. (2007). A computational model for redundant human three-dimensional pointing movements : Integration of independent spatial and temporal motor plans simplifies movement dynamics. *The Journal of Neuroscience*, 27(48):13045–13064.
- [Biess *et al.*, 2006] BIESS, A., NAGURKA, M. et FLASH, T. (2006). Simulating discrete and rhythmic multi-joint human arm movements by optimization of nonlinear performance indices. *Biological cybernetics*, 95(1):31–53.
- [Bombard *et al.*, 2008] BOMBARD, I., DA SILVA, B., DUFOUR, P., LAURENT, P. et LIETO, J. (2008). Contrôle par commande prédictive d’un procédé de cuisson sous infrarouge de peintures en poudre. In *Actes de la conférence Société Française de Thermique (SFT)*.
- [Bonnet, 2009] BONNET, V. (2009). *Modélisation des coordinations posturales chez l’humain*. Thèse de doctorat, Montpellier 2.
- [Broquère, 2011] BROQUÈRE, X. (2011). *Planification de trajectoire pour la manipulation d’objets et l’interaction Homme-robot*. Thèse de doctorat, Université Paul Sabatier-Toulouse III.
- [Buchmann, 2013] BUCHMANN, W. (2013). *Aspects de moyen et long termes dans la genèse et l’évolution des Troubles Musculo-Squelettiques au travail : une recherche dans l’industrie aéronautique*. Thèse de doctorat, Conservatoire national des arts et métiers-CNAM.
- [Byrd *et al.*, 2000] BYRD, R. H., GILBERT, J. C. et NOCEDAL, J. (2000). A trust region method based on interior point techniques for nonlinear programming. *Mathematical Programming*, 89(1):149–185.
- [Byrd *et al.*, 1999] BYRD, R. H., HRIBAR, M. E. et NOCEDAL, J. (1999). An interior point algorithm for large-scale nonlinear programming. *SIAM Journal on Optimization*, 9(4):877–900.

BIBLIOGRAPHIE

- [Capi *et al.*, 2003] CAPI, G., NASU, Y., BAROLLI, L. et MITOBE, K. (2003). Real time gait generation for autonomous humanoid robots : A case study for walking. *Robotics and Autonomous Systems*, 42(2):107–116.
- [Caroly *et al.*, 2008] CAROLY, S., COUTAREL, F., ESCRIVA, E., ROQUELAURE, Y., SCHWEITZER, J. et DANIELLOU, F. (2008). La prévention durable des tms : Quels freins ? quels leviers d'action ?
- [Chand et Doty, 1985] CHAND, S. et DOTY, K. L. (1985). On-line polynomial trajectories for robot manipulators. *The International journal of robotics research*, 4(2):38–48.
- [Cheng *et al.*, 1994] CHENG, H., OBERGEFELL, L. et RIZER, A. (1994). Generator of body data (gebod), manual. Rapport technique, DTIC Document.
- [CNRS, 2010] CNRS (2010). <https://www.dsi.cnrs.fr/methodes/ergonomie/definition.htm>.
- [Colgate *et al.*, 1996] COLGATE, J. E., EDWARD, J., PESHKIN, M. A. et WANNASUPHOPRASIT, W. (1996). Cobots : Robots for collaboration with human operators.
- [Crocher, 2012] CROCHER, V. (2012). *Commande d'un exosquelette du membre supérieur à des fins de rééducation neuromotrice*. Thèse de doctorat, Paris 6.
- [Cyberdyne, 2014] CYBERDYNE (2014). <http://www.cyberdyne.jp/english/products/HAL/>.
- [De Sapio *et al.*, 2006] DE SAPIO, V., HOLZBAUR, K. et KHATIB, O. (2006). The control of kinematically constrained shoulder complexes : Physiological and humanoid examples. In *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA 2006.*, pages 2952–2959. IEEE.
- [Dufour, 2007] DUFOUR, M. (2007). *Anatomie de l'appareil locomoteur : Tome 2, Membre supérieur*, volume 2. Elsevier Masson.
- [Ekkelenkamp *et al.*, 2007] EKKELINKAMP, R., VENEMAN, J. et van der KOOIJ, H. (2007). Lopes : a lower extremity powered exoskeleton. In *2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA 2007.*, pages 3132–3133. IEEE.
- [ErgonomicPlus, 2014] ERGONOMICPLUS (2014). <http://ergo-plus.com/>.
- [Esquenazi *et al.*, 2012] ESQUENAZI, A., TALATY, M., PACKEL, A. et SAULINO, M. (2012). The rewalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 91(11):911–921.
- [Exhauss, 2013] EXHAUSS (2013). <http://www.exhauss.com/>.
- [Feltner *et al.*, 1999] FELTNER, M. E., FRASCHETTI, D. J. et CRISP, R. J. (1999). Upper extremity augmentation of lower extremity kinetics during countermovement vertical jumps. *Journal of sports sciences*, 17(6):449–466.

- [Flash et Hogan, 1985] FLASH, T. et HOGAN, N. (1985). The coordination of arm movements : An experimentally confirmed mathematical model. *The Journal of Neuroscience*, 5(7):1688–1703.
- [Forsman *et al.*, 2003] FORSMAN, M., POUSETTE, A., PERSSON, O., KJELLBERG, A. A., GRUNDELL, L. O., SOPRANI, J., BOGÅRDH, B., CHRISTMANSSON, M. et KADEFORS, R. (2003). An easy-to-use participative video-computer method for ergonomic evaluation of complex work. *In Proc IEA*, volume 1, pages 592–95.
- [Freivalds *et al.*, 2000] FREIVALDS, A., KONG, Y., YOU, H. et PARK, S. (2000). A comprehensive risk assessment model for work-related musculoskeletal disorders of the upper extremities. *In Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, volume 44, pages 5–728. SAGE Publications.
- [Frisoli *et al.*, 2007] FRISOLI, A., BORELLI, L., MONTAGNER, A., MARCHESCHI, S., PROCOPIO, C., SALSEDO, F., BERGAMASCO, M., CARBONCINI, M., TOLAINI, M. et ROSSI, B. (2007). Arm rehabilitation with a robotic exoskeleton in virtual reality. *In IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR 2007.*, pages 631–642. IEEE.
- [Garrec, 2003] GARREC, P. (2003). Transmission a vis, ecrou et cable attache a la vis. EP Patent 1,283,961.
- [Garrec *et al.*, 2011] GARREC, P., GEFFARD, F., DAVID, O., RUSSOTTO, F., MEASSON, Y. et PERROT, Y. (2011). Telerobotics research and development at cea, list. *ANS EPRRS-13th Robotics & remote Systems for Hazardous Environments. 11th Emergency Preparedness & Response Knoxville, TN.*
- [Garrec *et al.*, 2004] GARREC, P., MARTINS, J. et FRICONNEAU, J. (2004). Une nouvelle technologie d’orthèse portable. *Handicap 2004.*
- [Garrec et Verney, 2010] GARREC, P. et VERNEY, A. (2010). Design of an innovative exoskeletal forearm-wrist mechanism. *In International Conference on Applied Bionics and Biomechanics.*
- [Gauthier *et al.*, 2010] GAUTHIER, J.-P., BERRET, B. et JEAN, F. (2010). A biomechanical inactivation principle. *Proceedings of the Steklov Institute of Mathematics*, 268(1):93–116.
- [Ginhoux, 2003] GINHOUX, R. (2003). *Compensation des mouvements physiologiques en chirurgie robotisée par commande prédictive*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur-Strasbourg I.
- [Ginhoux *et al.*, 2005] GINHOUX, R., GANGLOFF, J., de MATHELIN, M., SOLER, L., SANCHEZ, M. M. A. et MARESCAUX, J. (2005). Active filtering of physiological motion in robotized surgery using predictive control. *Robotics, IEEE Transactions on*, 21(1):67–79.
- [Gopura, 2009] GOPURA, R. A. R. C. (2009). *Development and Control of Upper-Limb Exoskeleton Robots*. Thèse de doctorat, SAGA University, Japan.

BIBLIOGRAPHIE

- [Guigon *et al.*, 2007] GUIGON, E., BARADUC, P. et DESMURGET, M. (2007). Computational motor control : redundancy and invariance. *Journal of neurophysiology*, 97(1):331–347.
- [Guigon *et al.*, 2008] GUIGON, E., BARADUC, P. et DESMURGET, M. (2008). Optimality, stochasticity, and variability in motor behavior. *Journal of computational neuroscience*, 24(1):57–68.
- [Guizzo et Goldstein, 2005] GUIZZO, E. et GOLDSTEIN, H. (2005). The rise of the body bots [robotic exoskeletons]. *Spectrum, IEEE*, 42(10):50–56.
- [Gutnik *et al.*, 2008] GUTNIK, B., LEAVER, J., STANDEN, C. et LONGLEY, C. (2008). Inferred influence of human lateral profile on limb load asymmetry during a quiet standing balance test. *Acta Medica Okayama*, 62(3):175.
- [Harris et Wolpert, 1988] HARRIS, C. et WOLPERT, D. (1988). Signal-dependent noise determines motor planning. [nature. 1998] - PubMed - NCBI. *Nature*, 394(6695):780–784.
- [Herdt, 2012] HERDT, A. (2012). *Commande prédictive d'un robot humanoïde*. Thèse de doctorat, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Paris.
- [Hignett et McAtamney, 2000] HIGNETT, S. et MCATAMNEY, L. (2000). Rapid entire body assessment (reba). *Applied ergonomics*, 31(2):201–205.
- [Hollerbach, 1984] HOLLERBACH, J. M. (1984). Dynamic scaling of manipulator trajectories. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 106(1):102–106.
- [Honda, 2013] HONDA (2013). <http://world.honda.com/>.
- [Houck *et al.*, 1995] HOUCK, C. R., JOINES, J. A. et KAY, M. G. (1995). A genetic algorithm for function optimization : a matlab implementation. *NCSU-IE TR*, 95(09).
- [Hue, 2008] HUE, V. (2008). *Simulation de mouvement humain sur postes de travail pour le diagnostic et l'aide à la conception*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Toulouse-INPT.
- [INRS, 2014] INRS (2014). <http://www.inrs.fr>.
- [Ivaldi *et al.*, 2012] IVALDI, S., SIGAUD, O., BERRET, B. et NORI, F. (2012). From humans to humanoids : The optimal control framework. *Paladyn*, 3(2):75–91.
- [Jarrassé, 2010] JARRASSÉ, N. (2010). *Contributions à l'exploitation d'exosquelettes actifs pour la rééducation neuromotrice*. Thèse de doctorat, Université Pierre et Marie Curie-Paris VI.
- [Jezernik *et al.*, 2003] JEZERNIK, S., COLOMBO, G., KELLER, T., FRUEH, H. et MORARI, M. (2003). Robotic orthosis lokomat : A rehabilitation and research tool. *Neuromodulation : Technology at the neural interface*, 6(2):108–115.
- [Kadefors *et al.*, 1996] KADEFORS, R., ENGSTRÖM, T., PETZÄLL, J. et SUNDSTRÖM, L. (1996). Ergonomics in parallelized car assembly : a case study, with reference also to productivity aspects. *Applied Ergonomics*, 27(2):101–110.

- [Kadefors et Forsman, 2000] KADEFORS, R. et FORSMAN, M. (2000). Ergonomic evaluation of complex work : a participative approach employing video-computer interaction, exemplified in a study of order picking. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 25(4):435–445.
- [Kanehiro *et al.*, 2008] KANEHIRO, F., SULEIMAN, W., LAMIRAUX, F., YOSHIDA, E. et LAUMOND, J.-P. (2008). Integrating dynamics into motion planning for humanoid robots. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2008, IROS 2008.*, pages 660–667. IEEE.
- [Kang *et al.*, 2005] KANG, T., HE, J. et TILLERY, S. I. H. (2005). Determining natural arm configuration along a reaching trajectory. *Experimental Brain Research*, 167(3):352–361.
- [Kapandji, 1980] KAPANDJI, A. (1980). *Physiologie articulaire, Tome 1 : Membre supérieur : Maloine SA Editor*. Editions Maloine.
- [Kawamoto et Sankai, 2002] KAWAMOTO, H. et SANKAI, Y. (2002). Power assist system hal-3 for gait disorder person. In *Computers helping people with special needs*, pages 196–203. Springer.
- [Kazerooni *et al.*, 2005] KAZEROONI, H., RACINE, J.-L., HUANG, L. et STEGER, R. (2005). On the control of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). In *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA 2005.*, pages 4353–4360. IEEE.
- [Khalil et Dombre, 2004] KHALIL, W. et DOMBRE, E. (2004). *Modeling, identification and control of robots*. Butterworth-Heinemann.
- [Khatib, 1986] KHATIB, O. (1986). Real-time obstacle avoidance for manipulators and mobile robots. *The international journal of robotics research*, 5(1):90–98.
- [Klančar et Škrjanc, 2007] KLANČAR, G. et ŠKRJANC, I. (2007). Tracking-error model-based predictive control for mobile robots in real time. *Robotics and Autonomous Systems*, 55(6):460–469.
- [Kobayashi et Hiramatsu, 2004] KOBAYASHI, H. et HIRAMATSU, K. (2004). Development of muscle suit for upper limb. In *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA'04.*, volume 3, pages 2480–2485. IEEE.
- [Kuffner *et al.*, 2005] KUFFNER, J., NISHIWAKI, K., KAGAMI, S., INABA, M. et INOUE, H. (2005). Motion planning for humanoid robots. In *Robotics Research*, pages 365–374. Springer.
- [Latko *et al.*, 1997] LATKO, W. A., ARMSTRONG, T. J., FOULKE, J. A., HERRIN, G. D., RABOURN, R. A. et ULIN, S. S. (1997). Development and evaluation of an observational method for assessing repetition in hand tasks. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 58(4):278–285.
- [Lenarcic et Stanisic, 2003] LENARCIC, J. et STANISIC, M. (2003). A humanoid shoulder complex and the humeral pointing kinematics. *IEEE Transactions on Robotics and Automation.*, 19(3):499–506.

- [Lifemodeler, 2014] LIFEMODELER (2014). <http://www.lifemodeler.com/>.
- [Maas et Leyendecker, 2012] MAAS, R. et LEYENDECKER, S. (2012). Optimal control of biomechanical motion using physiologically motivated cost functions. *In The 2nd joint international Conference on Multibody System Dynamics*.
- [Maurice et al., 2014] MAURICE, P., YVAN, M., PADOIS, V. et BIDAUD, P. (2014). Experimental assessment of the quality of ergonomic indicators for collaborative robotics computed using a digital human model. *In 3rd International Digital Human Modeling Symposium*.
- [McAtamney et Nigel Corlett, 1993] MCATAMNEY, L. et NIGEL CORLETT, E. (1993). Rula : a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied ergonomics*, 24(2):91–99.
- [Mombaur et al., 2010] MOMBAUR, K., TRUONG, A. et LAUMOND, J. P. (2010). From human to humanoid locomotion—an inverse optimal control approach. *Autonomos Robots*, 28(3):369–383.
- [Morette, 2009] MORETTE, N. (2009). *Contribution à la Navigation de robots mobiles : approche par modèle direct et commande prédictive*. Thèse de doctorat, Université d’Orléans.
- [Mosher, 1967] MOSHER, R. S. (1967). Handyman to hardiman. Rapport technique, SAE Technical Paper.
- [Muramatsu et al., 2011] MURAMATSU, Y., KOBAYASHI, H., SATO, Y., JIAOU, H., HASHIMOTO, T. et KOBAYASHI, H. (2011). Quantitative performance analysis of exoskeleton augmenting devices-muscle suit-for manual worker. *International Journal of Automation Technology*, 5(4):559–567.
- [Nakano et al., 1999] NAKANO, E., IMAMIZU, H., OSU, R., UNO, Y., GOMI, H., YOSHIOKA, T. et KAWATO, M. (1999). Quantitative examinations of internal representations for arm trajectory planning : Minimum commanded torque change model. *Journal of Neurophysiology*, 81(5):2140–2155.
- [Nelson, 1993] NELSON, W. L. (1993). Physical principles for economies of skilled movements - springer. *Biological Cybernetics*, 46(2):135–147.
- [Nishii et Murakami, 2002] NISHII, J. et MURAKAMI, T. (2002). Energetic optimality of arm trajectory. *In Proc. Int. Conf. on Biomechanics of Man*, pages 30–33.
- [Occhipinti, 1998] OCCHIPINTI, E. (1998). Ocra : a concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limbs. *Ergonomics*, 41(9):1290–1311.
- [Ohta et al., 2004] OHTA, K., SVININ, M., LUO, Z., HOSOE, Z. et LABOISSIÈRE, R. (2004). Optimal trajectory formation of constrained human arm reaching movements. *Biological Cybernetics*, 91:23–36.
- [Peninou et al., 1994] PENINO, G., MONOD, H. et KAPITANIAK, B. (1994). Dossiers de kinesithérapie, 13. prévention et ergonomie. *Paris, Masson*.

- [Peshkin et Colgate, 1999] PESHKIN, M. et COLGATE, J. E. (1999). Cobots. *Industrial Robot : An International Journal*, 26(5):335–341.
- [Peshkin *et al.*, 2001] PESHKIN, M. A., COLGATE, J. E., WANNASUPHOPRASIT, W., MOORE, C. A., GILLESPIE, R. B. et AKELLA, P. (2001). Cobot architecture. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 17(4):377–390.
- [Pontonnier, 2010] PONTONNIER, C. (2010). *Simulation mécanique pour l'analyse ergonomique des postes de travail : cas du coude et de l'avant-bras*. Thèse de doctorat, Université Rennes 1.
- [Propoi, 1963] PROPOI, A. (1963). Use of linear programming methods for synthesizing sampled-data automatic systems. *Automation and Remote Control*, 24(7):837–844.
- [Qin et Badgwell, 2003] QIN, S. J. et BADGWELL, T. A. (2003). A survey of industrial model predictive control technology. *Control engineering practice*, 11(7):733–764.
- [Rb3d, 2014] RB3D (2014). <http://www.rb3d.com>.
- [Renaud et Fourquet, 1992] RENAUD, M. et FOURQUET, J. Y. (1992). Time-optimal motions of robot manipulators including dynamics. In *The robotics review 2*, pages 225–259. MIT Press.
- [Rey, 2008] REY, F. (2008). *Contribution à la modélisation cinématique et dynamique d'un geste sportif : le pas de patineur*. Thèse de doctorat, Toulouse, INSA.
- [Richalet *et al.*, 1978] RICHALET, J., RAULT, A., TESTUD, J. et PAPON, J. (1978). Model predictive heuristic control : Applications to industrial processes. *Automatica*, 14(5):413–428.
- [Roger *et al.*, 2001] ROGER, T., BOURGEOIS, C., JACCOTTEY, M., JULOT, O., NOEL, J., CHRISTIAN, O. et LIONEL, V. (2001). Mise en place d'une politique en ergonomie pour la prise en compte de l'évolution de la population ouvrière et des métiers à psa peugeot citroen. In *Proceedings of the 2001 SELF-ACE Conference, Ergonomics for a changing work*, volume 2, pages 188–194.
- [Rosenbaum *et al.*, 1995] ROSENBAUM, D. A., LOUKOPOULOS, L. D., MEULENBROEK, R. G., VAUGHAN, J. et ENGELBRECHT, S. E. (1995). Planning reaches by evaluating stored postures. *Psychological review*, 102(1):28.
- [Sankai, 2006] SANKAI, Y. (2006). Leading edge of cybernics : Robot suit hal. In *SICE-ICASE, 2006. International Joint Conference*, pages P–1–P–2. IEEE.
- [Scheuer, 1998] SCHEUER, A. (1998). *Planification de chemins à courbure continue pour robot mobile non-holonome*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble-INPG.
- [Schulte Jr, 1961] SCHULTE JR, H. (1961). The characteristics of the mckibben artificial muscle. application of external power in prosthetics and orthotics, washington dc. *Nat. Acad. Sci.-Nat. Res. Council*.

- [Schwartz et Sharir, 1983] SCHWARTZ, J. T. et SHARIR, M. (1983). On the piano movers' problem : Iii. coordinating the motion of several independent bodies : the special case of circular bodies moving amidst polygonal barriers. *The International Journal of Robotics Research*, 2(3):46–75.
- [Scott, 2004] SCOTT, S. H. (2004). Optimal feedback control and the neural basis of volitional motor control. *Nature Reviews Neuroscience*, 5(7):532–546.
- [Silverstein *et al.*, 1997] SILVERSTEIN, B. A., STETSON, D. S., KEYSERLING, W. M. et FINE, L. J. (1997). Work-related musculoskeletal disorders : comparison of data sources for surveillance.
- [Steger *et al.*, 2006] STEGER, R., KIM, S. H. et KAZEROONI, H. (2006). Control scheme and networked control architecture for the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). In *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA 2006.*, pages 3469–3476. IEEE.
- [Strausser *et al.*, 2011] STRAUSSER, K. A., SWIFT, T. A., ZOISS, A. B., KAZEROONI, H. et BENNETT, B. C. (2011). Mobile exoskeleton for spinal cord injury : Development and testing. In *ASME 2011 Dynamic Systems and Control Conference and Bath/ASME Symposium on Fluid Power and Motion Control*, pages 419–425. American Society of Mechanical Engineers.
- [Sylla *et al.*, 2014] SYLLA, N., BONNET, V., COLLEDANI, F. et FRAISSE, P. (2014). Ergonomic contribution of able exoskeleton in automotive industry. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 44(4):475–481.
- [Taïx *et al.*, 2013] TAÏX, M., TRAN, M. T., SOUERES, P. et GUIGON, E. (2013). Generating human-like reaching movements with a humanoid robot : A computational approach. *Journal of Computational Science*, 4(4):269–284.
- [Toyama et Yamamoto, 2009] TOYAMA, S. et YAMAMOTO, G. (2009). Development of wearable-agri-robot mechanism for agricultural work . In *2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS 2009.*, pages 5801–5806. IEEE.
- [Tran, 2009] TRAN, M. T. (2009). *Approche neuro-robotique pour la commande de gestes d'atteinte sur les robots humanoïdes*. Thèse de doctorat, Université de Toulouse, Université Toulouse III-Paul Sabatier.
- [TravaillerMieux, 2014] TRAVAILLERMIEUX (2014). [http ://www.travailler-mieux.gouv.fr/](http://www.travailler-mieux.gouv.fr/).
- [Uno *et al.*, 1989] UNO, Y., KAWATO, M. et SUZUKI, R. (1989). Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. *Biological Cybernetics*, 61(2):89–101.
- [Veneman *et al.*, 2007] VENEMAN, J. F., KRUIDHOF, R., HEKMAN, E. E., EKKELENKAMP, R., VAN ASSELDONK, E. H. et VAN DER KOOIJ, H. (2007). Design and evaluation of the lopes exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(3):379–386.

- [Vivas et Mosquera, 2005] VIVAS, A. et MOSQUERA, V. (2005). Predictive functional control of a puma robot. *In Conference Proceedings*.
- [Wada et al., 2001] WADA, Y., KANEKO, Y., NAKANO, E., OSU, R. et KAWATO, M. (2001). Quantitative examinations for multi joint arm trajectory planning using a robust calculation algorithm of the minimum commanded torque change trajectory. *Neural Networks*, 14(4):381–393.
- [Waltz et al., 2006] WALTZ, R. A., MORALES, J. L., NOCEDAL, J. et ORBAN, D. (2006). An interior algorithm for nonlinear optimization that combines line search and trust region steps. *Mathematical Programming*, 107(3):391–408.
- [Wannasuphoprasit et al., 1998] WANNASUPHOPRASIT, W., AKELLA, P., PESHKIN, M. et COLGATE, J. E. (1998). Cobots : A novel material handling technology. *In Proceedings of IMECE*, volume 2.
- [Wannasuphoprasit et al., 1997] WANNASUPHOPRASIT, W., GILLESPIE, R. B., COLGATE, J. E. et PESHKIN, M. A. (1997). Cobot control. *In Proceedings of the 1997 IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA 1997.*, volume 4, pages 3571–3576. IEEE.
- [Wells et al., 1997] WELLS, R., NORMAN, R., NEUMANN, P., ANDREWS, D., FRANK, J., SHANNON, H. et KERR, M. (1997). Assessment of physical work load in epidemiologic studies : common measurement metrics for exposure assessment. *Ergonomics*, 40(1):51–61.
- [Xi, 1993] XI, Y.-G. (1993). Model predictive control. *National Defense Industry Press, Beijing*.
- [Zoss et al., 2006] ZOSS, A. B., KAZEROONI, H. et CHU, A. (2006). Biomechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics.*, 11(2):128–138.