



HAL
open science

Adaptation du mouvement humain à de nouvelles dynamiques gravito-inertielles induites par l'interaction avec un exosquelette de membre supérieur actionné

Simon Bastide

► **To cite this version:**

Simon Bastide. Adaptation du mouvement humain à de nouvelles dynamiques gravito-inertielles induites par l'interaction avec un exosquelette de membre supérieur actionné. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Paris-Saclay, 2021. Français. NNT : 2021UPASW006 . tel-03280380

HAL Id: tel-03280380

<https://theses.hal.science/tel-03280380>

Submitted on 7 Jul 2021

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

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

Adaptation du mouvement humain
à de nouvelles dynamiques
gravito-inertielles induites par
l'interaction avec un exosquelette
de membre supérieur actionné

Adaptation of human motion to
new gravito-inertial dynamics
induced by interaction with an
actuated upper-limb exoskeleton

Thèse de doctorat de l'université Paris-Saclay

École doctorale n° 566, Sciences du sport, de la motricité et
du mouvement humain (SSMMH)
Spécialité de doctorat : Sciences du sport et du mouvement humain
Unité de recherche : université Paris-Saclay, CIAMS, 91405, Orsay, France
Référent : Faculté des sciences du sport

Thèse présentée et soutenue à Paris-Saclay, le 08/06/2021, par

Simon Bastide

Composition du jury :

Isabelle Siegler

PU, Université Paris-Saclay

Aymar De Ruy

DR CNRS, Université de Bordeaux

Denis Mottet

PU, Université de Montpellier

Pauline Maurice

CR CNRS, Université de Lorraine

Bastien Berret

PU, Université Paris-Saclay

Nicolas Vignais

MCF, Université Paris-Saclay

Franck Geffard

IR, CEA-List

Présidente

Rapporteur & Examineur

Rapporteur & Examineur

Examinatrice

Directeur

Co-Encadrant

Co-Encadrant

Remerciements

Réaliser une thèse est une sacrée aventure, à la fois scientifique et personnelle. C'est une aventure que l'on partage, et j'ai pu aller au bout grâce aux personnes qui m'ont entouré.

Ma première pensée va à mes directeurs de thèse. Je suis conscient de la qualité de l'encadrement que j'ai pu recevoir.

A Bastien, pour tout ce que j'ai pu apprendre à tes côtés. Je souhaite à tous les futurs doctorants d'avoir un tel directeur, à la fois pédagogue et d'une grande rigueur scientifique, très à l'écoute, toujours disponible et ouvert aux discussions. Merci.

A Nicolas, lui aussi, toujours disponible et à l'écoute. Pour toutes les ouvertures aux différents acteurs et corps de métiers qui gravitent autour de la recherche, pour toutes les expériences en lien avec la thèse qui permettent parfois de se raccrocher à des applications plus concrètes de nos recherches. Merci.

La complémentarité de votre encadrement était de mon point de vue, et je pèse mes mots, extraordinaire. Encore merci à vous deux.

A Franck, qui m'a beaucoup aidé au début de ma thèse pour appréhender le champ de la robotique que je connaissais peu. Pour avoir toujours su garder un lien et un dialogue avec notre équipe de recherche. Merci.

A Caroline, Nathanaël et Olivier, pour avoir participé à mes comités de suivi, pour vos conseils précieux et votre bienveillance. Merci.

A Isabelle Siegler, pour avoir présidé mon jury et pour m'avoir permis de réaliser ce parcours depuis ma première année de master. Merci. A Pauline Maurice pour m'avoir fait l'honneur d'examiner mes travaux. Merci. A Denis Mottet et Aymar de Ruggy, pour avoir accepté et pris le temps d'évaluer et rapporter mon manuscrit. Merci.

Ma seconde pensée va à ceux qui ont fait mon quotidien au travail. Quelle équipe de doctorants ! La cohésion qu'il y a eu dans ce groupe était exceptionnelle.

A Elodie qui fut la première à m'accueillir quand j'étais stagiaire de master, pour avoir été ma voisine de bureau pendant ces longues années, pour avoir organisé ces soirées d'anthologie qui ont rassemblé tout ce monde, pour tes conseils lucides et avisés dans toutes les situations. Merci.

A Ombeline, pour ta bonne humeur constante et contagieuse, pour ces pauses café interminables avant de retourner trav... jouer au volley, pour ta faculté à écouter et à analyser les problèmes sous un angle neuf, pour ta vivacité d'esprit et ton sens du calembour. Merci.

A Guillaume, pour ton énergie débordante et ta motivation inébranlable. Merci.

A Dorian, pour ton pragmatisme et pour le coup de main énorme que tu as apporté à mes travaux de thèse. Merci.

A Anne et Sylvain qui sont dans la même cohorte que moi depuis le master, pour ce soutien et cette bienveillance mutuelle. Merci.

A Elodie G., Anne Schmitt, Adrien, Ariane, Thomas, Clément, Florian, Karina, Nadège Tebbache, Alex, Antoine Maisons, Baptiste, Julien, Isabelle et tous les autres pour avoir partagé ces années. Merci.

J'ai une pensée également pour les titulaires qui contribuent largement à la bonne ambiance qui règne dans le laboratoire et en font un lieu de travail plus qu'agréable. A Caroline, Carole, Bastien, Nico M., Nico V., Thomas, Marie, Alexandra, et tous les autres. Merci.

La thèse est un processus long, parfois fastidieux. On ne peut pas arriver au bout sans être bien dans sa vie. J'ai vécu pendant ces 4 années de thèse dans une colocation de 6 à 8 personnes. Tous les colocataires passés dans la maison pendant cette période ont été des éléments importants de ma vie et de près ou de loin ont contribué à mon épanouissement et à mon bien être.

A Arnaud a.k.a. l'arbalète, Mr Badjimo, le chevalier blanc, maître des poules et souffleur de comètes, pour ces longues discussions tantôt profondes et pleines de sens, tantôt légères et futiles, pour cette sincérité et cette authenticité incroyable. Merci.

A Célia, a.k.a. le double C, pour toutes ces confidences, ces avis sur lesquels s'appuyer, pour ces soirées endiablées, pour ton goût pour le partage et ta capacité à rassembler les gens et à les faire se sentir bien ensemble. Merci.

A Delphine et Jonathan, pour avoir participé à la construction de la colocation et initié cet esprit familial, pour ces festins à ne plus pouvoir marcher, pour votre amitié simplement. Merci.

A Paulo, pour ce court mais intense passage dans la maison, je ne me suis toujours pas remis de ton talent de danseur. Merci.

A Iris, Baptiste, Mathilde, Virgile, Amélie, pour avoir su faire naître l'âge d'or de la coloc. Merci.

A Léna, Marin, M-C, Luca pour m'avoir accompagné dans cette dernière ligne droite qui aura malgré tout duré plus d'un an. Merci.

A tous les autres que je n'ai pas nommés mais qui ont aussi une place dans ma tête. Merci.

Ensuite, il y a mes amis de longue date, ceux qui font le lien avec ma ville natale, font partie de ma famille, et me rappellent aux fondamentaux.

A Thomas, a.k.a Bobely, je me suis construit avec toi à mes côtés et tu es une part de ce que je suis. Nos routes sont différentes et nos échanges n'en sont que plus riches. Pour tout ce que tu représentes pour moi. Merci.

A Jean-Roch, si solide sur ses appuis qu'il en devient un pilier, un principe directeur.

Marcher à tes côtés c'est marcher dans la bonne direction. Merci.

A Juliette, pour ces longues soirées jeux, pour ton sourire, pour cette amitié que ni le temps ni la distance n'émoussent. Merci.

A Ryadh, pour tes pensées tranchantes, pour ta curiosité et le plaisir que tu prends à la partager, pour ces discussions alcoolisées sur le libre arbitre. Merci.

A Samir, pour ta capacité à provoquer et raconter des belles aventures, pour ton savoir vivre. Merci.

A Thibaut, Julie, Jordi, pour ces moments toujours dantesques passés en votre compagnie. Merci.

Enfin, ma plus grande pensée va à ma famille proche.

A ma sœur, Camille, un fil rouge dans ma vie et un soutien indéfectible. J'ai appris de toi la valeur fondamentale des relations sociales. Merci. Je te rejoins à Toulouse, j'ai hâte de partager plus de moments de vie avec toi et ta petite famille qui s'agrandit !

A mes cousines, mes cousins, mes oncles, mes tantes, mes grands parents, les amis de la famille, pour avoir contribué à créer cette atmosphère chaleureuse, conviviale et heureuse pendant mon enfance, mon adolescence, et encore maintenant. Merci.

A mes parents bien sûr, pour tous ce que vous m'avez donné depuis que je suis né. Si je suis en train d'écrire ces remerciements, si j'ai pu faire ces études et si j'ai fini cette thèse, c'est à vous que je le dois. Ce que vous êtes m'inspire et j'essaye de faire fructifier ce que vous m'avez transmis. De ma mère, Françoise, l'optimisme, la force inconditionnelle pour avancer, agir avant tout. De mon père, Dominique, le recul sage, calme et réfléchi, la curiosité et l'intérêt pour toutes les choses de la vie. Pour votre amour, votre générosité, votre confiance. Merci.

L'homme n'est rien d'autre que son projet, il n'existe que dans la mesure où il se réalise, il n'est donc rien d'autre que l'ensemble de ses actes, rien d'autre que sa vie.

J.P. Sartre, *L'existentialisme est un humanisme*, 1946

Table des matières

Introduction	1
I Revue de la littérature	3
1 Les exosquelettes, une technologie prometteuse	4
1.1 Définitions et généralités	4
1.1.1 Qu'est ce qu'un exosquelette?	5
1.1.2 Typologie et classification	8
1.1.3 L'essor des exosquelettes	12
1.2 Enjeux sociétaux et économiques majeurs	14
1.2.1 Prévention des troubles musculo-squelettiques	15
1.2.2 Réhabilitation	16
1.2.3 Assistance	19
1.2.4 Autres applications	21
1.2.5 Les limites	22
1.3 Les défis de développement	24
1.3.1 Le matériel	25
1.3.2 La commande	30
1.3.3 L'évaluation	35
1.4 Les besoins d'une approche basée sur le contrôle moteur humain	37
1.4.1 Le contrôle moteur au service des exosquelettes	38
1.4.2 L'exosquelette au service du contrôle moteur	38
1.4.3 Hypothèse générale	39
2 Bases du contrôle moteur humain	41
2.1 Neuromécanique du contrôle moteur humain	41
2.1.1 Bases neurales du contrôle sensorimoteur	42
2.1.2 Bases biomécaniques	45
2.2 La complexité du contrôle sensorimoteur	50
2.2.1 Redondance	50

2.2.2	Variabilité	53
2.2.3	Approche computationnelle pour le contrôle du mouvement	55
2.3	Principes fondamentaux du mouvement humain appliqué au membre supérieur	58
2.3.1	Caractéristiques cinématiques	59
2.3.2	Caractéristiques dynamiques	63
2.3.3	Adaptations sensorimotrices	66
2.3.4	Apprentissage paramétrique et apprentissage structurel	72
2.3.5	L'impact de la gravité	74
2.3.6	La théorie du contrôle optimal	76
3	Objectifs et approche	83
II	Travaux réalisés	86
4	Méthodologie générale	87
4.1	L'exosquelette ABLE	87
4.1.1	Généralités	87
4.1.2	Actionnement	88
4.1.3	Deux versions d'ABLE	89
4.1.4	Loi de commande	90
4.2	Protocoles	91
4.2.1	Participants	91
4.2.2	Tâche de pointage à un degré de liberté	91
4.3	Acquisition de données	92
4.3.1	Cinématique	92
4.3.2	Enregistrement de l'activité musculaire	94
4.4	Traitement des données	96
4.4.1	Cinématique	96
4.4.2	Activité musculaire	99
5	Adaptation à un exosquelette transparent	102
5.1	Adaptation à une inertie additionnelle : régime transitoire	104
5.1.1	Méthode	105
5.1.2	Résultats	106
5.1.3	Discussion	108
5.2	Adaptation à une inertie additionnelle : régime permanent	108
5.2.1	Méthode	109
5.2.2	Résultats	111

5.2.3	Discussion	114
5.3	Amélioration de la loi de commande transparente	117
5.3.1	Méthode	117
5.3.2	Résultats	122
5.3.3	Discussion	126
5.4	Amélioration du design de l'exosquelette	127
5.4.1	L'intérêt d'un capteur d'effort	127
5.4.2	Les changements apportés à ABLE 4D	128
5.4.3	La loi de commande avec capteur d'effort	129
6	Adaptation à un exosquelette antigravitaire	132
6.1	Loi de compensation du poids de l'avant-bras	136
6.1.1	Identification des caractéristiques de l'avant-bras humain	136
6.1.2	La loi de commande pour la compensation gravitaire	138
6.1.3	Un modèle prédictif pour corriger l'erreur de compensation	138
6.2	Intégration des changements gravitaires dans la planification motrice	141
6.2.1	Méthode	141
6.2.2	Résultats	144
6.2.3	Discussion	153
7	Discussion Générale	158
7.1	Le mode de contrôle transparent	158
7.2	Le mode de contrôle antigravitaire	160
7.3	Vers une interaction symbiotique	162

Introduction

Il est écrit : "Au commencement était le Verbe!" Voici déjà que j'achoppe! Qui m'aidera à poursuivre? Je ne puis à aucun prix estimer si haut le Verbe. Il faut le traduire autrement, s'il est vrai que l'Esprit m'éclaire. Il est écrit : "Au commencement était la Pensée". Considère bien la première ligne, que ta plume ne se précipite pas! Est-ce la Pensée qui opère et produit tout? Il faudrait mettre : "Au commencement était la Force". Mais au moment même où je note ceci, quelque chose m'incite à n'en pas rester là. L'Esprit me secourt! Tout à coup, je vois que faire et j'écris d'une main assurée : "Au commencement était l'Acte".

J.W. Goethe, Faust, 1770

Les êtres humains partagent avec les autres représentants du règne animal la capacité à se mouvoir et à interagir avec la matière. Ils utilisent pour cela de l'énergie produite par leur corps et sont capables de transformer leur environnement. Cette transformation est un acte, une action. Utiliser de l'énergie pour orienter son regard vers un objet d'intérêt est une action, tendre la main pour attraper le verre d'eau posé sur son bureau est une action, boire pour maintenir son corps hydraté est une action. Au cours de ces étapes, l'environnement a été transformé. L'eau n'est plus dans le verre et le verre a changé de place. Ces actions, comme celles que nous menons quotidiennement, sont permises grâce aux mouvements de notre corps. Sans que nous ayons à y réfléchir consciemment, nos systèmes, sensoriel, nerveux et musculaire, s'organisent pour réaliser ces mouvements. De ce point de vue, nous ne sommes pas différents des animaux.

En revanche, les êtres humains se démarquent par leur capacité à utiliser de l'énergie autre que celle fournie par leur corps pour accroître leur capacité d'action sur leur environnement. Ils conçoivent pour cela des machines capables de consommer une autre énergie que l'énergie organique. Depuis le début de la révolution industrielle, les machines ont pris une part extrêmement importante dans le fonctionnement des sociétés humaines. Les machines sont conçues pour aider les humains à réaliser certaines actions dans une très large gamme d'applications. Étant donné l'aspect fondamental du mouvement dans la vie des humains, il est logique que les avancées technologiques nous aient amenés à concevoir des machines capables d'assister au plus près nos mouvements : les exosquelettes.

Si les premiers exosquelettes ont été, dans un premier temps, un fantasme technologique issu de la fiction, ils sont aujourd'hui bien réels et se développent largement. Il faut tout de même garder à l'esprit qu'il s'agit de machines, et donc que leur objectif premier, si ce n'est unique, doit être d'aider l'humain à réaliser des actions en assistant ses mouvements.

Pour assister les mouvements, l'exosquelette doit appliquer des forces sur le corps. Cependant, pour que ces forces soient utiles, et aident réellement l'humain, il faut d'abord savoir de quelles forces l'humain a besoin, et comment il les prendra en compte dans la planification et la réalisation de ses mouvements. La littérature scientifique sur la façon dont le

Système Nerveux Central (SNC) contrôle les mouvements et réagit à des forces externes est assez fournie. Toutefois, les exosquelettes appliquent des forces assez spécifiques, parfois peu communes pour les utilisateurs. De plus, s'agissant d'une technologie relativement jeune, peu d'études ont réellement questionné la manière dont le SNC pouvait prendre en compte les forces externes appliquées par un exosquelette. Or il s'agit d'un élément crucial pour orienter la conception des exosquelettes vers des dispositifs réellement bénéfiques à l'humain. Le travail de thèse présenté ici a pour objectif général de contribuer à ces réflexions, et apporter des éléments de réponse.

Une revue de la littérature permet de dresser un état de l'art sur les exosquelettes pour définir concrètement ce qu'ils sont, et comprendre où en est le développement de cette technologie. Nous verrons que les exosquelettes actionnés (i.e. avec moteurs) semblent les plus prometteurs, et que deux modes de contrôle spécifiques sont fondamentaux pour de nombreuses applications : le mode transparent (perturber le moins possible les mouvements de l'utilisateur) et le mode antigravitaire (porter le poids d'un membre de l'utilisateur). Il s'agit ensuite de d'établir un état de l'art des connaissances dans le domaine du contrôle moteur humain. Nous verrons que comprendre comment le SNC gère les variations de la dynamique gravito-inertielle des membres en mouvement peut aider à anticiper les réactions motrices des individus lors de l'interaction avec un exosquelette. Une confrontation du domaine des exosquelettes et du contrôle moteur humain est alors réalisée. Cette confrontation permet notamment de présenter notre hypothèse générale de travail et de préciser les objectifs et les approches de recherche pertinents pour la suite de nos travaux.

Les travaux que nous avons réalisés sont ensuite retracés. La méthodologie générale est présentée, elle décrit l'exosquelette, les outils et les méthodes que nous avons utilisés pour nos expériences. Le mode de contrôle transparent est ensuite étudié. Nous verrons que malgré la volonté de ne pas impacter le mouvement, il induit toutefois des perturbations de la dynamique des mouvements des utilisateurs. L'adaptation à ces perturbations pose des questions intéressantes d'un point de vue fondamental. Notamment, la capacité des individus à gérer une modification d'inertie sans changement de poids peut être interrogée. Une partie des travaux réalisés était également destinée à l'amélioration de la transparence de notre exosquelette. Une autre étude porte sur le mode de contrôle antigravitaire. Une première étape est de concevoir un mode antigravitaire convenable prenant en compte les caractéristiques anthropométriques des individus. Nous verrons ensuite que le mode antigravitaire peut induire localement une situation proche de l'apesanteur et permet de questionner la façon dont les individus utilisent la gravité dans la planification de leurs mouvements. Enfin, une discussion générale tentera d'apporter des conclusions théoriques et pratiques sur les interactions homme-exosquelette.

Première partie

Revue de la littérature

Chapitre 1

Les exosquelettes, une technologie prometteuse

La première section de ce chapitre a pour objectif de définir ce qu'est un exosquelette et de mettre en évidence l'essor de cette technologie. Une classification et une description des différents types d'exosquelettes existants sont présentées. Cela permettra de compléter la définition initiale en se basant sur l'état de l'art actuel et d'apporter un consensus là où il fait encore défaut.

Dans la seconde section, les différents domaines d'application des exosquelettes seront décrits et analysés. La présentation d'une liste non-exhaustive des exosquelettes existants permettra également d'illustrer la variété des dispositifs.

Enfin, l'identification des limites actuelles de l'utilisation concrète des exosquelettes au cours d'une troisième section permettra de comprendre en quoi il s'agit d'une technologie immature.

La quatrième et dernière section de ce chapitre sera consacrée aux solutions potentielles face aux limites exposées. L'intérêt de l'étude des interactions homme-exosquelette en adoptant une approche issue du contrôle moteur humain sera notamment présenté.

1.1 Définitions et généralités

L'objectif est, dans un premier temps, de proposer une définition générale du terme exosquelette. Ensuite, une description des différents types d'exosquelettes permettra de souligner la diversité des dispositifs existants. Des critères de classification seront proposés dans une deuxième sous-section et permettront d'enrichir la définition. Depuis une décennie environ, les exosquelettes ont pris une place importante dans le paysage des nouvelles technologies et le nombre d'études à leur sujet a considérablement augmenté. L'engouement certain pour ces dispositifs sera donc mis en exergue dans une troisième sous-section.

1.1.1 Qu'est ce qu'un exosquelette ?

Le terme *exosquelette* signifie littéralement *squelette externe*. Il est utilisé pour désigner des dispositifs d'assistance mécanique et/ou robotique. Il est également utilisé en biologie pour désigner une structure rigide, souvent articulée, qui protège de nombreux invertébrés. L'analogie entre les exosquelettes biologiques et technologiques est intéressante car ils partagent certaines fonctions (voir tableau 1.1, p.5). En effet, comme les exosquelettes biologiques, les exosquelettes technologiques peuvent avoir un rôle de support en transmettant des efforts. Ils peuvent permettre d'augmenter la force de l'utilisateur grâce à des moteurs ou des systèmes de stockage et de restitution d'énergie. Ils peuvent protéger l'utilisateur en agissant comme une carapace ou en réduisant les contraintes appliquées sur les muscles et les articulations. Ils peuvent enfin agir comme un capteur en apportant des informations sensorielles supplémentaires. Pour la suite de ce manuscrit, le terme *exosquelette* désignera l'ensemble des exosquelettes technologiques.

Fonction	Exosquelette biologique	Exosquelette technologique
Support	Support du corps des invertébrés	Support des membres de l'utilisateur et transmission d'efforts
Amélioration	Augmente la force et la mobilité des animaux en donnant des points d'attache aux muscles	Augmente la force des utilisateurs ou réduit leur fatigabilité
Protection	Protège le corps des animaux	Protège l'utilisateur
Senseur	Interface avec l'environnement et organe sensoriel	Interface avec l'environnement et peut contenir des capteurs susceptibles de donner des informations à l'utilisateur

TABLE 1.1 – *Comparaison entre les exosquelettes biologiques et technologiques*

Une analogie est possible entre les fonctions des exosquelettes biologiques et technologiques. Cette observation permet de comprendre pourquoi le terme exosquelette a été emprunté au champ de la biologie. Inspiré de [Yang et al. 2008]

L'action principale des exosquelettes est généralement d'assister l'utilisateur dans la réalisation d'une tâche donnée en apportant de la sécurité, de la force ou de la stabilité. A l'inverse d'une prothèse qui vient remplacer une partie du corps absente, l'exosquelette est là pour assister une partie du corps encore présente. Cette ébauche de définition pourrait amener à penser que des chaussures ou des vêtements de protection appartiennent à la catégorie

des exosquelettes. En effet, une paire de chaussures apporte de la stabilité, elle protège les pieds et certaines semelles de course sont conçues avec des matériaux capables de restituer de l'énergie. En revanche, la rigidité et les articulations suggérées par le terme *squelette* ne sont pas présentes dans ces dispositifs. Ils correspondent donc davantage à la définition du terme *ergosquelette* utilisé pour désigner les dispositifs souples, souvent constitués de textiles élastiques permettant d'assister le maintien postural.

Les exosquelettes, à l'instar d'un squelette biologique, semblent donc définis par la présence de parties rigides et articulées. Ils s'inscrivent dans le champ des technologies d'assistance mécanique et de la robotique collaborative. Selon la définition proposée par l'Institut National de Recherche et de Sécurité (INRS), l'identité des exosquelettes est notamment due au fait qu'il s'agit de dispositifs d'assistance à contention. Cela signifie qu'ils sont revêtus par leur utilisateur. Cette caractéristique les classe dans la catégorie des orthèses. Le fait qu'il s'agisse de dispositifs à contention implique généralement que les efforts qu'ils fournissent sont appliqués sur les segments corporels et pas seulement en bout de chaîne (e.g. au niveau de la main). Les exosquelettes se présentent donc comme des dispositifs articulés dont l'architecture mécanique suit avec une certaine fidélité l'architecture du squelette humain.

La figure 1.1 (p.7) permet de donner des exemples de ce qui est ou n'est pas un exosquelette. L'ensemble des dispositifs qui y sont présentés sont des dispositifs d'assistance physique. Cela signifie qu'ils sont capables de fournir des efforts pour assister certaines parties du corps de l'utilisateur. Ce type de dispositifs doit permettre à l'utilisateur de tirer un bénéfice de leur utilisation. Cependant, les dispositifs ne possédant pas de partie rigide ou appliquant des efforts uniquement en bout de chaîne ne sont pas considérés comme des exosquelettes.

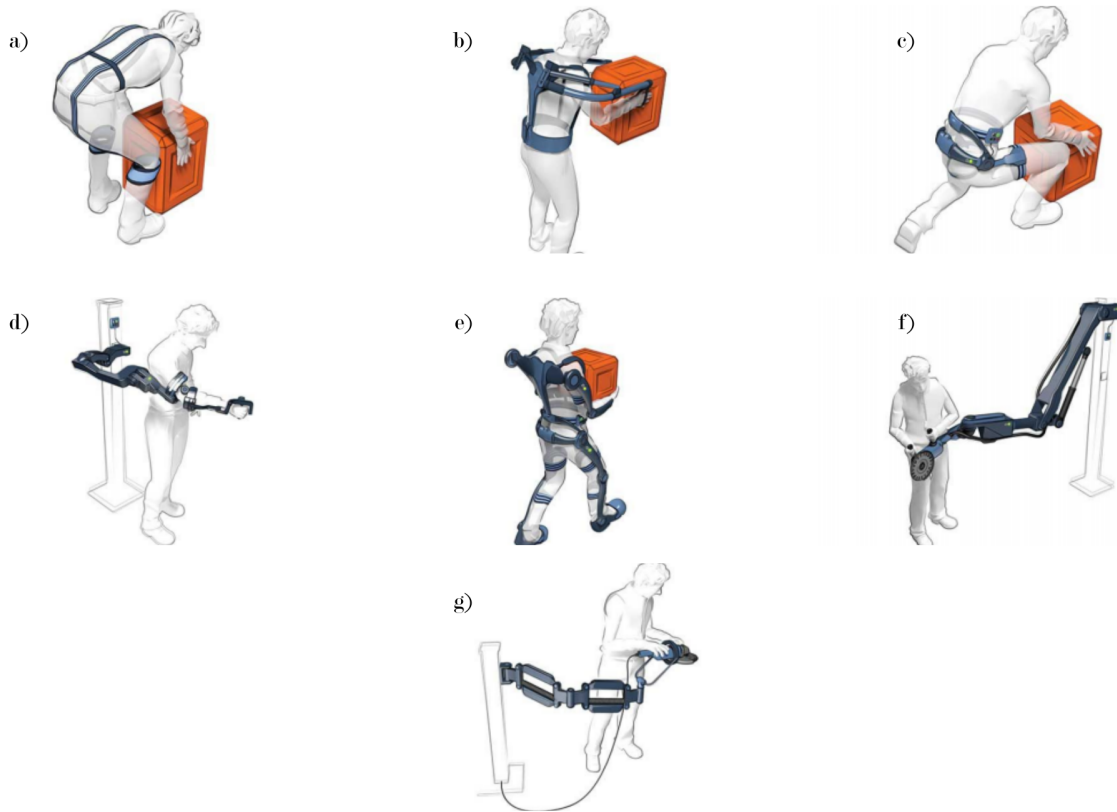


FIGURE 1.1 – *Quels dispositifs rentrent dans la catégorie exosquelette ? Les 7 dispositifs présentés ici sont tous des dispositifs d'assistance physique. Seuls les dispositifs b), c), d) et e) sont des exosquelettes. Le dispositif a) est un ergosquelette car il ne possède pas de partie rigide. Les dispositifs f) et g) sont des robots collaboratifs de type manipulandum (i.e. les efforts d'assistance s'appliquent uniquement au niveau de la main). Ils ne sont pas à contention et ne font donc pas partie de la catégorie exosquelette. Images issues de [INRS 2020], Deledda.*

En pratique, les exosquelettes sont développés et conçus pour augmenter les capacités motrices d'un humain sain, ou pour renforcer ou restaurer les capacités motrices d'un humain limité par un handicap [Bogue 2009 ; Gopura et al. 2011 ; Bogue 2015 ; Looze et al. 2016]. En augmentant les capacités motrices d'un utilisateur, un exosquelette peut en effet permettre à son utilisateur de développer plus de force ou de réduire sa fatigue lors d'une tâche. L'assistance qu'il apporte peut également accompagner un patient au cours d'un programme de rééducation fonctionnelle. Il pourrait aussi permettre à un individu paralysé de retrouver des capacités motrices se rapprochant de celles d'un individu sain. Un exemple d'exosquelette de ce type est illustré ci-dessous (voir figure 1.2, p.8).



FIGURE 1.2 – *Exemple d'exosquelette de corps complet piloté par une interface cerveau-machine*

Ce dispositif est développé par le centre de recherche Clinatec à Grenoble dans le cadre du projet Brain Computer Interface [Benabid et al. 2019]. S'il est encore en développement, il permet toutefois à un patient tétraplégique de réaliser quelques mouvements simples en laboratoire.

En résumé, une définition générale peut être proposée : **un exosquelette est un dispositif mécanique à contention, possédant des parties rigides articulées, destiné à travailler en symbiose avec son utilisateur en lui apportant une assistance physique adaptée.** Comme le laisse entrevoir la figure 1.1 (p.7), une grande variété d'exosquelette peuvent être contenus dans cette définition. Les types de production d'effort, les parties du corps assistées ou encore l'application visée sont autant de propriétés qui peuvent changer d'un exosquelette à l'autre. Il est donc nécessaire de préciser les différents types et catégories d'exosquelettes existants et de mettre en évidence ceux qui sont à l'étude dans ce manuscrit.

1.1.2 Typologie et classification

L'ensemble des exosquelettes est constitué de dispositifs qui possèdent des caractéristiques communes définies précédemment. Cependant, le terme générique *exosquelette* regroupe des dispositifs d'assistances dont les applications sont diverses. Comme chaque application nécessite des dispositifs spécifiques avec des caractéristiques propres, il existe une multitude d'exosquelettes différents. Afin de poursuivre la description de ce qu'est un exosquelette, il est nécessaire de les classer en fonction de leurs particularités techniques et de leur domaines d'applications.

Les exemples affichés en figure 1.3 (p.9) illustrent les différences possible d'application et de design entre deux dispositifs de type exosquelette.

Le modèle Atalante V4 (voir figure 1.3a, p.9) est un exosquelette actionné. Cela signifie qu'il est équipé de moteurs capables de produire des couples de force aux articulations et de faire bouger le système de manière adaptative selon des principes définis par des algorithmes de contrôle. Il est conçu pour la réhabilitation à la marche. Par conséquent, il suit l'architecture complète des membres inférieurs et du bas du tronc. Il peut fournir une assistance allant de 100% à 0% et se classe donc dans la catégorie des dispositifs actionnés d'assistance complète ou partielle.

Le modèle Exhauss picker (voir figure 1.3b, p.9) est un exosquelette non-actionné. Cela signifie que les efforts qu'il fournit pour l'assistance sont issus d'un stockage-restitution d'énergie par un système de ressorts. La version prise en exemple ici est conçue pour décharger le travail des épaules et transférer les efforts sur la ceinture pelvienne lors de tâches nécessitant le maintien des bras au dessus des épaules. Ce dispositif possède donc une architecture mécanique permettant de reproduire les mouvements de l'articulation de l'épaule.



(a) *Atalante V4, Wandercraft*
Exosquelette actionné de membre inférieur et tronc pour la réhabilitation à la marche



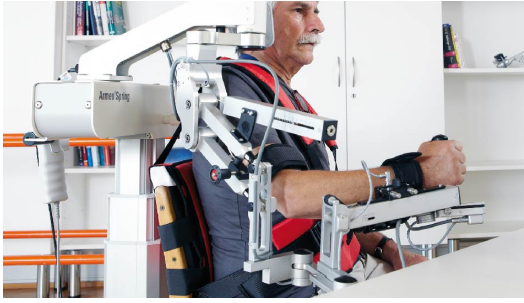
(b) *Exhauss picker, EXHAUSS*
Exosquelette non-actionné de membre supérieur pour l'assistance au maintien de la posture

FIGURE 1.3 – *Exemples d'exosquelettes disponibles sur le marché*

Les exemples présentés permettent d'introduire deux grandes catégories d'exosquelettes : Les exosquelettes actionnés et non-actionnés. Différentes terminologies sont utilisées dans la littérature pour désigner ces deux catégories. Les exosquelettes actionnés sont également appelés des exosquelettes actifs ou robotisés (*powered* dans la littérature). Les exosquelettes non-actionnés sont aussi appelés des exosquelettes passifs ou non-robotisés (*unpowered* dans la littérature). Les termes *actionnés* et *non-actionnés* seront utilisés dans ce manuscrit pour désigner ces deux catégories d'exosquelettes.

Les exosquelettes non-actionnés sont généralement équipés de structures de types ressorts qui permettent de stocker et restituer de l'énergie. Ils sont conçus pour restituer les efforts lors des mouvements pénibles ou susceptibles de provoquer des Troubles Musculo-Squelettiques (TMS). Ils sont souvent limités à l'assistance au port de charge et maintien de posture en apportant un soutien au niveau du dos ou des épaules [Looze et al. 2016 ; Theurel et al. 2019]. Il s'agit de dispositifs ergonomiques et leur objectif principal est de prévenir l'apparition de pathologies dues à des efforts répétés ou trop importants. Même si ils sont rares, certains modèles comme l'Arméo Spring (voir figure 1.4a, p.11) sont conçus pour la réhabilitation en compensant le poids du bras du patient pour faciliter les mouvements volontaires [Gijbels et al. 2011 ; Schweighofer et al. 2018]

Les exosquelettes actionnés sont équipés de moteurs capables de produire des forces. Ils permettent d'assister indépendamment chaque articulation de l'utilisateur avec les couples de force désirés. Ils sont par conséquent plus polyvalents que les exosquelettes non-actionnés. Le fait qu'ils soient actionnés permet en effet, en changeant de lois de contrôle, de s'adapter à de nouvelles tâches. Ils peuvent être utilisés aussi bien pour la prévention, l'assistance totale et partielle, la réhabilitation ou l'augmentation des capacités. Le modèle ALEx (voir figure 1.4b, p.11) est un exemple d'exosquelette actionné conçu pour la réhabilitation [Pirondini et al. 2016]. En plus d'avoir un mode antigravitaire (i.e. compenser le poids du bras de l'utilisateur comme l'Arméo Spring), il est capable de réaliser d'autres tâches grâce à ses moteurs. Il peut par exemple guider le mouvement des patients ou encore imposer des résistances pour faire travailler des patients sur un aspect spécifique de leur réhabilitation. Parmi les exosquelettes actionnés, différents types d'actionnement peuvent être distingués. La majorité des dispositifs utilisent des actionneurs électriques ou pneumatiques. Certains exosquelettes sont conçus avec des actionneurs hydrauliques mais ils sont plus rares [Gopura et al. 2009]. La chaîne de transmission des efforts des moteurs vers les articulations peut également varier selon les besoins et les applications. Des détails sur les actionneurs et les chaînes de transmission seront donnés dans la sous-section 1.3.1 (p.25).



(a) *Armeo Spring, Hocoma*
Exosquelette non-actionné de membre supérieur pour la réhabilitation grâce à une compensation gravitaire en 3 dimensions.



(b) *ALEx, Wearable Robotics*
Exosquelette actionné de membre supérieur pour la réhabilitation. De nombreux modes de contrôle, dont la compensation gravitaire, peuvent être implémentés.

FIGURE 1.4 – *Exemples d'exosquelettes disponibles sur le marché*

D'autres caractéristiques permettent de catégoriser les exosquelettes. Ils peuvent être catégorisés par rapport aux parties du corps qu'ils assistent (voir tableau 1.2, p.12). Certains dispositifs couvrent et assistent l'ensemble du corps, d'autres couvrent seulement les membres supérieurs ou seulement les membres inférieurs. Le tronc peut également être assisté, soit seul, soit en complément d'une autre partie du corps. D'autres parties du corps comme les mains ou des articulations isolées peuvent être assistées (non prises en compte sur le tableau 1.2, p.12) Les exosquelettes peuvent également être catégorisés par rapport aux applications auxquelles ils sont destinés. La prévention, l'assistance et la réhabilitation sont les principales. Les exosquelettes de prévention sont conçus pour prévenir l'apparition de TMS. Les exosquelettes d'assistance sont conçus pour compenser les déficits moteurs d'un individu ou augmenter ses capacités. Les exosquelettes de réhabilitation ont pour but de faire progresser la motricité de patients atteints d'une pathologie vers un état plus proche de leur état avant la pathologie. Une présentation plus détaillée des différents enjeux et domaines d'application des exosquelettes est traitée dans la section 1.2 (p.14). Le tableau ci-dessous résume les trois critères principaux pour la catégorisation des exosquelettes.

Origine des efforts	Partie du corps assistée	Application
Actionné	Membre supérieur	Prévention
	Tronc	Assistance
Non-actionné	Membre inférieur	Réhabilitation

TABLE 1.2 – *Caractéristiques des exosquelettes.*

Trois grands critères sont proposés pour catégoriser les exosquelettes : L’origine des efforts fournis, la partie du corps assistée et l’application visée. Certains exosquelettes peuvent appartenir à plusieurs catégories. Par exemple, un exosquelette de corps complet assiste à la fois les membres supérieurs, le tronc et les membres inférieurs.

Le choix de catégorisation qui a été fait ici n’est pas le seul possible. Toutefois, les catégorisations sur la nature des efforts d’assistance fournis (i.e. actionné et non-actionné), sur les parties du corps assistées puis sur les applications auxquelles sont destinés les exosquelettes semblent les plus pertinentes. En effet, cette façon de catégoriser permet de regrouper des exosquelettes qui présentent les mêmes caractéristiques. La suite de ce manuscrit permettra aussi de remarquer que, selon cette catégorisation, les exosquelettes partagent des limites et des défis à relever spécifiques aux types et aux catégories auxquels ils appartiennent.

1.1.3 L’essor des exosquelettes

Après avoir clarifié ce que signifiait le terme *exosquelette* et quels dispositifs pouvaient faire partie de cette famille, une analyse chiffrée sur leur récent développement et la répartition des différents types est proposée ici. Au cours de la dernière décennie, l’assistance mécanique a connu un essor considérable et l’intérêt pour les exosquelettes est en forte croissance. Le nombre de publications comprenant le mot clef *exosquelette* augmente fortement chaque année comme l’illustre la figure 1.5a (p.13). Environ 200 publications sur les exosquelettes sont recensés pour l’année 2000 contre pas moins de 5000 publications en 2019. Cette augmentation n’est pas seulement causée par l’augmentation générale du nombre de publications scientifiques. En effet, la part des publications traitant des exosquelettes dans le champ de la robotique a également fortement augmenté. En l’an 2000, 2,5% des publications en robotique concernaient les exosquelettes contre plus de 12% en 2019 (voir figure 1.5b, p.13)¹. L’augmentation exponentielle observée révèle un intérêt grandissant pour cette

1. Les articles ont été recueillis grâce à un scraper en langage python disponible à cette adresse : <https://github.com/Pold87/academic-keyword-occurrence>. Pour les articles sur les exosquelettes, les articles contenant le terme *exoskeleton* ont été inclus. Pour les articles en robotique, les articles contenant le terme *robotic* ont été inclus. Dans les deux cas, les termes *animal*, *crustacea*, *insect*, *crab*, *trilobite*, *protoplasm*, *praws*, *fly*, *cell* ont été exclus car il s’agit de mots clefs souvent associés aux exosquelettes biologiques.

technologie. De plus, le paysage des produits disponibles pour des applications concrètes s’est largement étoffé. En effet, le nombre de modèles d’exosquelettes disponibles sur le marché est passé de 4 en 2005 à plus de 60 en 2016 [Marinov 2016]. Cette prolifération de dispositifs d’assistance mécanique de type exosquelette est également une illustration de l’engouement qu’ils suscitent.

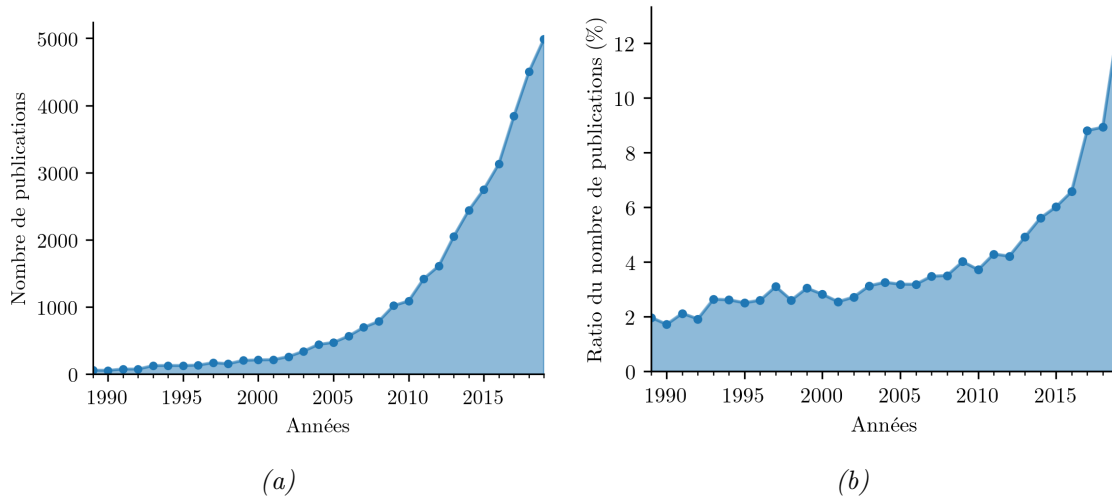


FIGURE 1.5 – *Augmentation de l’intérêt pour les exosquelettes dans le domaine scientifique*

a) Évolution du nombre de publications scientifiques sur les exosquelettes sur les 30 dernières années. b) Évolution du nombre de publications scientifiques sur les exosquelettes par rapport au nombre de publications en robotique.

Face à la diversité des applications possibles ainsi qu’à la diversité des modèles existants, il est nécessaire d’analyser la part des différents types d’exosquelettes. En effet, tous les types d’exosquelettes ne sont pas équivalents, et tous ne répondent pas aux mêmes besoins. Sur les modèles d’exosquelettes recensés, environ deux tiers sont des exosquelettes actionnés (voir figure 1.6, p.14). Parmi les exosquelettes actionnés, la majorité sont destinés à la réhabilitation des membres inférieurs et seulement une petite proportion sont conçus pour la prévention. En revanche, la grande majorité des exosquelettes non-actionnés sont destinés à la prévention, mais aucun à l’assistance. Nous noterons également que la totalité des exosquelettes d’assistance sont des exosquelettes actionnés. Ces observations permettent de remarquer que les exosquelettes actionnés ont des applications plus diversifiées que les non-actionnés. En revanche, ils sont moins diversifiés en ce qui concerne les parties du corps qui sont assistées. En effet, la majorité est destinée aux membres inférieurs dans le cadre de la réhabilitation à la marche.

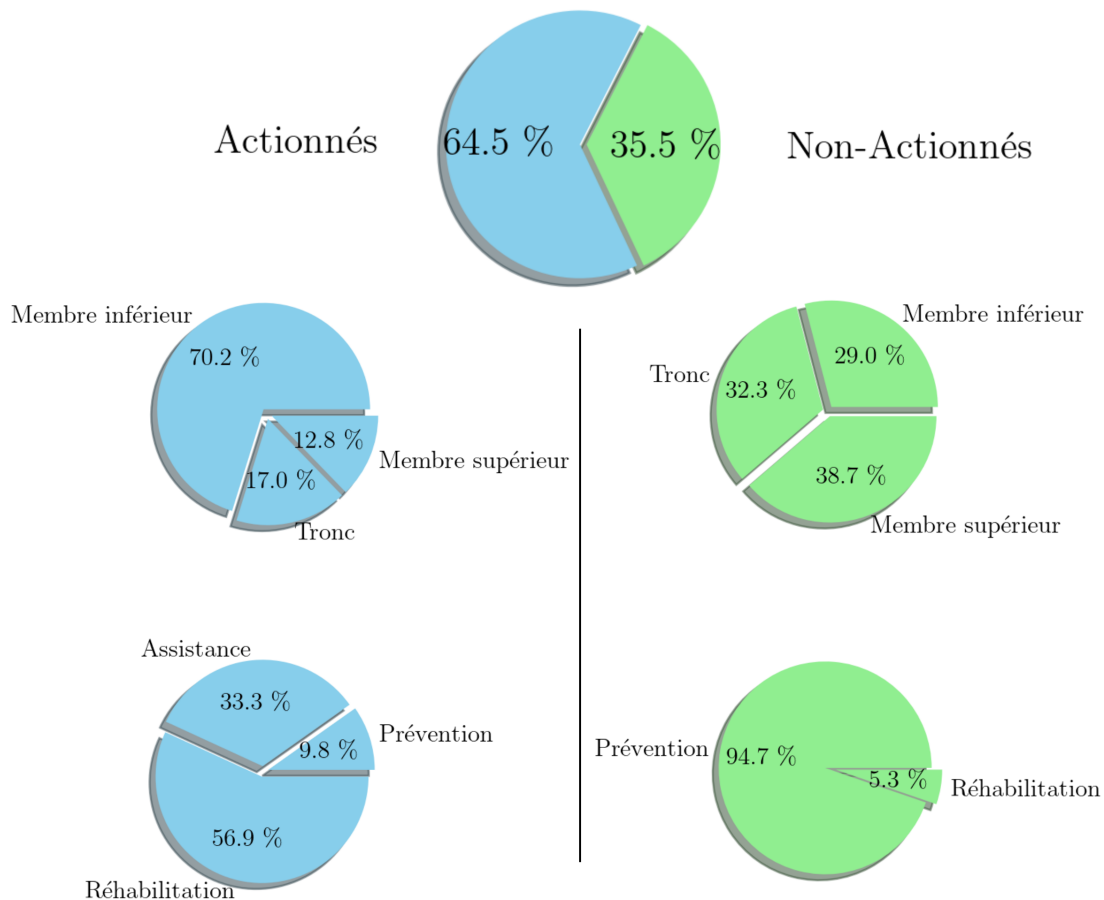


FIGURE 1.6 – *Répartition des applications et parties du corps assistées par type d'effort*

Les exosquelettes actionnés sont en majorité destinés à la réhabilitation et assistent principalement les membres inférieurs. Les exosquelettes non-actionnés sont quasi-exclusivement destinés à la prévention. La répartition des modèles selon les différentes parties du corps assistées est en revanche assez équitable. La liste des modèles recensés a été créée d'après le site exoskeletonreport.com [Marinov 2016].

1.2 Enjeux sociétaux et économiques majeurs

L'essor important des exosquelettes peut s'expliquer par le fait qu'ils peuvent avoir un impact important sur des enjeux sociétaux et économiques majeurs. Quatre grands secteurs économiques dessinent aujourd'hui le paysage de cette technologie : les applications médicales, industrielles, militaires et récréatives [Yang et al. 2008 ; Gopura et al. 2009 ; Looze et al. 2016 ; Marinov 2016]. Dans ce contexte, l'utilisation d'exosquelettes peut servir trois objectifs moteurs différents : prévenir (prévention), compenser (assistance) ou résorber (réhabilitation) les déficits moteurs.

Les bénéfices potentiels de l'utilisation des exosquelettes en prévention pourraient permettre de préserver la santé et améliorer la qualité de vie de nombreux travailleurs. Leur

utilisation est également préconisée pour assister un public possédant des faiblesses ou déficiences motrices. Des bénéfices sont également espérés dans le cadre de programmes de réhabilitation motrice. Enfin, des applications diverses dans le secteur militaire ou les loisirs se développent également. Malgré cet engouement et cette variété d'applications, des limites non négligeables à leur utilisation sont à prendre en compte.

1.2.1 Prévention des troubles musculo-squelettiques

Les TMS peuvent affecter les muscles, les tendons, les ligaments, les nerfs périphériques, les vaisseaux sanguins ou les cartilages. Ils sont généralement causés par des sollicitations articulaires importantes lors de mouvements répétitifs ou lorsque les amplitudes de mouvement réalisées vont au delà des limites anatomiques fonctionnelles. Des efforts trop importants et des mauvaises postures peuvent également en être la cause. Les TMS sont les premières maladies professionnelles reconnues en France [INRS 2015]. Les mêmes constats sont notables pour d'autres pays comme le Japon ou les États-Unis pour lesquels les TMS représentent plus d'un tiers des maladies professionnelles [Punnett et al. 2004]. Les secteurs d'activités impliquant un travail physique important sont les plus touchés. Les travailleurs qui réalisent quotidiennement des mouvements rapides, répétitifs avec de faibles temps de repos, des soulevés de charges lourdes ou des productions d'efforts importants ont un risque plus élevé de développer des TMS. Ces troubles ne sont pas systématiquement déclarés du fait de leur prévalence élevée et de leur caractère insidieux. Les travailleurs sont donc généralement mal pris en charge et mal soignés. La qualité de vie des personnes atteintes est généralement dégradée. De plus, la productivité et l'efficacité au travail est diminuée ce qui peut avoir des répercussions économiques importantes pour les entreprises. L'occurrence élevée des TMS et leurs conséquences néfastes sur les individus et les entreprises en font un enjeu de santé publique majeur.

Afin de prévenir l'apparition des TMS, il est possible de modifier l'environnement de travail à partir d'un diagnostic ergonomique, ou d'assister le travailleur physiquement par l'utilisation d'outils. Parmi ces outils, les exosquelettes sont des dispositifs prometteurs. Plusieurs dispositifs testés dans des conditions de laboratoire ont montré qu'ils permettaient de réduire les efforts musculaires et les contraintes articulaires de l'utilisateur en comparaison à des situations sans exosquelette. L'utilisation d'un exosquelette actionné a permis par exemple une réduction des couples de force jusqu'à 60 % ainsi qu'un retard de l'apparition de la fatigue pour une tâche simple de flexion extension du coude [Xiloyannis et al. 2019]. Des résultats comparables ont également été observés avec l'exosquelette actionné ABLE lors d'une tâche de vissage au plafond [Sylla et al. 2014]. Une diminution jusqu'à 70 % de l'activité des muscles du membre supérieur ciblés a aussi pu être observée [Muramatsu et al. 2011] pour un port

de charge reproduisant une activité classique en manutention. D'autres études utilisant des exosquelettes non-actionnés ont permis de mettre en évidence des résultats similaires sur les muscles deltoïdes et érecteurs du rachis lors d'une tâche de soulevé de charge [Theurel et al. 2018b].

Des résultats concluants ont aussi été obtenus lors de tâches de maintien de posture statique avec une activité moins importante des muscles concernés et une durée de maintien de la posture jusqu'à trois fois plus élevée avec le port de l'exosquelette [Bosch et al. 2016]. Une diminution d'activité des muscles du tronc et de la compression inter-vertébrale grâce à l'utilisation d'un exosquelette a également été observée dans des conditions de travail réelles [Graham et al. 2009]. Certains modèles d'exosquelettes sont déjà disponibles sur le marché et utilisés sur le terrain. C'est le cas par exemple de la société S.O.E. STUC & STAFF qui utilise avec succès des exosquelettes passifs conçus par la société *Exhauss* pour assister les artisans dans des travaux de ponçage de plafonds. L'assistance fournie permet aux artisans de maintenir les bras au dessus de la tête sans effort. Des gains en terme de confort de travail et de productivité sont rapportés par l'entreprise [INRS 2019]. Sur le même type de tâche réalisée en laboratoire, des résultats encourageants ont été obtenus en utilisant l'exosquelette passif PAEXO. L'étude montre que le port de l'exosquelette permet une diminution de l'activité des muscles deltoïdes ainsi qu'une moindre augmentation de la fréquence cardiaque et de la consommation d'oxygène au cours de la tâche [Maurice et al. 2019]. Si l'étude ne révèle pas de diminution de temps de mouvement avec l'exosquelette, des limites sont toutefois soulignées par les auteurs sur les contraintes temporelles de la tâche et la nature des participants. En effet, les participants n'étaient pas des experts de la tâche et la pression temporelle liée à une activité sur un poste de travail réel n'était pas reproduite. Enfin, des travaux récents ont montré la pertinence d'équiper le personnel soignant pour soulager le dos pendant la manipulation de patients COVID-19 sous respirateur [Settembre et al. 2020; Ivaldi et al. 2021].

Dans l'ensemble toutefois, l'utilisation des exosquelettes apparaît pertinente lors de tâches précises et spécifiques, en mouvement et pour le maintien de posture [Looze et al. 2016], notamment lorsque l'automatisation et les aménagements des postes de travail ne sont pas possibles ou souhaitables. La réduction des efforts et des contraintes exercés sur les structures anatomiques des utilisateurs pourrait permettre de diminuer localement les facteurs de risque d'apparition des TMS et d'améliorer la productivité des travailleurs.

1.2.2 Réhabilitation

De nombreuses pathologies induisent des déficiences motrices. Dans la majorité des cas, des perspectives de réhabilitation sont envisageables. Les patients peuvent en effet travailler pour retrouver une motricité la plus proche possible de leur état avant la pathologie. Dans ce cadre,

les patients peuvent bénéficier de l'intégration d'un exosquelette au sein d'un programme de rééducation fonctionnelle. En effet, la récupération de capacités motrices a un effet positif sur l'autonomie et la santé des personnes, et par conséquent sur leur qualité de vie et leur bien-être. Parmi ces pathologies pouvant créer des déficits moteurs, les Accidents Vasculaires Cérébraux (AVC) sont parmi les plus courantes. Chaque année, 130 000 AVC sont recensés en France, soit environ un AVC toute les quatre minutes [INSERM 2013]. Des chiffres comparables sont enregistrés pour d'autres pays. Une grande partie des AVC induisent des handicaps moteurs à long terme. Il s'agit d'ailleurs de la première cause de handicap moteur acquis chez l'adulte. L'hémiplégie et l'hémi-parésie (i.e. paralysie totale et partielle d'un côté du corps) sont les conséquences les plus fréquentes et les plus invalidantes des AVC.

Si la majorité des patients récupèrent leurs capacités locomotrices, la motricité du membre supérieur reste en revanche souvent altérée. La récupération des capacités motrices est déterminée par la rapidité de la prise en charge post-AVC et la régularité des exercices moteurs mis en place pour la réhabilitation. Dans cette perspective, les exosquelettes peuvent être utilisés pour faciliter et améliorer la prise en charge des patients [H. S. Lo et al. 2012; Jarrassé et al. 2014; Louie et al. 2016]. Des exosquelettes comme *Armeo Spring* et *ALEx* mentionnés précédemment (voir figure 1.4, p.11), peuvent par exemple être utilisés pour compenser le poids du bras d'un patient hémi-parétique et lui permettre de réaliser des mouvements malgré sa faiblesse musculaire. Une étude pilote récente a par exemple permis de montrer que l'utilisation de l'*Armeo Spring* couplé avec de la réalité virtuelle pourrait favoriser la réhabilitation motrice du membre supérieur [Grimm et al. 2016]. Ils proposent d'induire, en réalité virtuelle, des tâches motrices dont la difficulté est en accord avec les capacités motrices du participant. L'exosquelette est alors utilisé pour mesurer le mouvement et soutenir le membre supérieur des patients. De plus, il semblerait que la familiarisation des patients avec ce dispositif soit assez rapide ce qui permet donc d'atteindre assez facilement les effets curatifs du programme de rééducation [Schweighofer et al. 2018]. Des effets bénéfiques de l'utilisation des exosquelettes pour la réhabilitation de patients présentant des déficiences motrices pourraient avoir un impact positif majeur sur la prise en charge et l'amélioration de la qualité de vie de nombreuses personnes.

La volonté d'utiliser les exosquelettes dans le cadre de la réhabilitation est relativement ancienne. En 1974 déjà, une équipe de chercheurs proposait d'utiliser l'exosquelette *kinematic walker* pour la réhabilitation à la marche de personnes handicapées [Vukobratovic et al. 1974]. L'usage de ce type de dispositif s'est ensuite répandu, notamment avec l'exosquelette actionné de membre inférieur *Lokomat*. Cet exosquelette a été développé pour automatiser la réhabilitation à la marche et est utilisé dans de nombreux centres de réhabilitation. Il permet aux patients ayant une lésion de la moelle épinière de marcher sur un tapis roulant. Les algorithmes de contrôle de l'exosquelette doivent permettre de réapprendre les coordinations

articulaires caractéristiques d'une locomotion saine. L'utilisation d'un exosquelette dans un programme de rééducation fonctionnelle du membre supérieur est également possible. Des chercheurs ont obtenu des résultats intéressants avec l'exosquelette actionné de membre supérieur *L-Exos* [Frisoli et al. 2012]. Les algorithmes de contrôle utilisés dans cette étude avaient pour objectif de guider une partie du mouvement si les participants n'arrivaient pas à le réaliser, ainsi que de supporter une partie du poids du bras du participant. Les patients hémiparétiques s'entraînent à réaliser des mouvements d'atteinte d'objet un grand nombre de fois. Les résultats montrent que la phase d'entraînement permet une réduction de la spasticité musculaire et du temps d'exécution des mouvements ainsi qu'une augmentation de la fluidité et de l'amplitude articulaire. La spasticité est causée principalement par une trop grande excitabilité du réflexe myotatique et a pour conséquence une raideur musculaire et articulaire anormalement élevée. Une réduction de la spasticité permet généralement un meilleur contrôle des mouvements. Ces résultats encourageants obtenus par les auteurs n'ont toutefois pas été comparés avec un programme de rééducation fonctionnelle classique.

Chez des individus pour lesquels la mobilité est grandement altérée, la mobilisation passive des structures articulaires, musculo-tendineuses et nerveuses du membre supérieur grâce à un exosquelette peut permettre une récupération partielle de la mobilité [Proietti et al. 2016]. L'activation passive de boucles sensori-motrices afférentes permet de stimuler les circuits neuronaux qui interviennent dans la sensation et la production des mouvements et éviter leur dégradation lors d'inutilisation prolongée. De plus, la mobilisation passive permet d'entretenir les propriétés élastiques des muscles et tendons en évitant la dégradation de leur structure due à l'absence de mouvement.

Les patients AVC ont souvent des problèmes de spasticité musculaire au niveau du bras. La mobilité du membre atteint s'en trouve altérée et les patients ont tendance à compenser ces déficits moteurs en impliquant davantage l'épaule et le tronc dans le mouvement. Les coordinations articulaires utilisées pour réaliser les mouvements sont donc différentes de celles des mouvements sains. De plus, les patients rentrent souvent dans un cercle vicieux. Puisqu'ils n'utilisent plus les articulations atteintes pour réaliser leur mouvement, les circuits neuronaux et les structures anatomiques permettant la réalisation des mouvements se dégradent ce qui a tendance à renforcer leur inutilisation. Par conséquent, en plus d'une possible mobilisation passive, des recherches proposent d'utiliser un exosquelette pour modifier et corriger des coordinations inter-articulaires du membre supérieur [Crocher et al. 2011 ; Proietti et al. 2017, 2018]. L'intégration d'un exosquelette actionné dans un programme de rééducation motrice permettrait d'assister les professionnels de santé en permettant aux patients de répéter les mouvements du programme un grand nombre de fois. Il s'agit en effet d'un facteur déterminant pour la récupération des patients et l'utilisation d'un robot de type exosquelette permet d'augmenter le volume d'entraînement de la thérapie fonctionnelle et la répétabilité des gestes

effectués [Huang et al. 2009]. Les capteurs présents sur les exosquelettes robotiques peuvent également permettre de mesurer les mouvements et donc de quantifier les progrès du patient et ainsi améliorer son suivi.

1.2.3 Assistance

De nombreux patients sont atteints de pathologies qui ne permettent pas d’avoir des perspectives de réhabilitation mettant en jeu la plasticité cérébrale. C’est le cas notamment des patients atteints de pathologies neuro-dégénératives induisant des altérations de la motricité. C’est le cas également de la plupart des patients atteints de lésions de la moelle épinière. Si dans certains cas, un processus de réhabilitation [Brand et al. 2012] ou des techniques récentes de réparation de la moelle épinière [Courtine et al. 2019] pourraient être envisagés, la majorité de ce type de lésions induisent des paraplégies ou tétraplégies totales. Dans ce contexte, les exosquelettes peuvent avoir un intérêt en apportant une assistance au mouvement, notamment pour la réalisation de tâches de la vie quotidienne.

Deux types d’assistance peuvent être distingués. L’assistance complète permet à des individus de remplacer une fonction motrice absente ou perdue. L’assistance partielle peut aider des individus dont une partie de la motricité est présente mais altérée. La compensation de gravité que peut apporter un exosquelette comme l’*Armeo Spring* est un exemple d’assistance. La frontière entre les exosquelettes d’assistance et les exosquelettes destinés à la réhabilitation est parfois mince. Des exosquelettes d’assistance complète partagent les propriétés d’exosquelette utilisés en début de programme de réhabilitation, lorsque les patients ont besoin d’une assistance importante, voire complète. En revanche, les exosquelettes d’assistance partielle se rapprochent des exosquelettes utilisés en milieu ou fin de réhabilitation, lorsque les patients ont besoin d’une assistance faible ou modérée.

En réalité, tous les exosquelettes fournissent une assistance puisque même les exosquelettes conçus pour la prévention des TMS fournissent une assistance physique. Toutefois, le terme *assistance* sera utilisé ici pour désigner les exosquelettes destinés à des utilisateurs dont la motricité est altérée et qui ne peuvent pas envisager d’amélioration de leur motricité. Il existe en réalité un continuum sur la part d’efforts que peut apporter un exosquelette (voir figure 1.7, 20). La distinction entre exosquelettes d’assistance, de réhabilitation et de prévention est généralement due aux objectifs de leur utilisation et aux capacités des utilisateurs plutôt qu’à leur structure et leurs caractéristiques. Des différences notables existent en revanche sur la nature des interactions entre l’utilisateur et l’exosquelette selon que le patient est inactif, qu’il peut réaliser des mouvements de façon volontaire et qu’il peut envisager une progression sur le plan moteur.

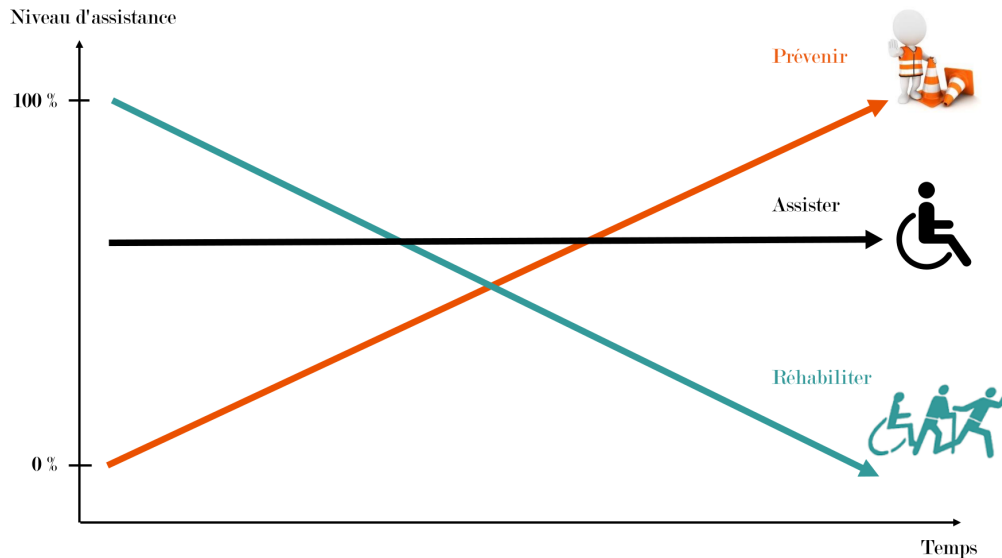


FIGURE 1.7 – *Évolution du niveau d'assistance en fonction du temps selon les applications*

Pour la **prévention** (flèche orange), les exosquelettes doivent tendre vers un niveau d'assistance de plus en plus élevé pour décharger l'utilisateur. Dans le cas d'un exosquelette non-actionné, son amélioration sur le long terme peut permettre d'augmenter l'assistance. Dans le cas d'un exosquelette actionné, l'exosquelette peut, à court et moyen terme, apprendre progressivement le mouvement à réaliser et fournir de plus en plus d'assistance à l'utilisateur. Pour l'**assistance** (flèche noire), l'assistance peut aller de 1% à 100% mais elle reste constante au cours du temps puisque l'utilisateur n'a pas de perspective d'amélioration de sa motricité. Pour la **réhabilitation** (flèche bleue), l'assistance diminue au fur et à mesure que l'utilisateur récupère sa motricité. Si celui-ci récupère totalement sa motricité, l'exosquelette peut alors uniquement servir d'outil de mesure du mouvement.

Les exosquelettes d'assistance partielle sont davantage destinés à aider des individus capables de mouvement mais présentant un déficit moteur. Ils peuvent par exemple être pertinents dans le cas de la myopathie ou de maladies neuro-dégénératives telles la sclérose en plaque et la maladie de parkinson. Ils peuvent aussi être utiles pour l'assistance aux personnes âgées afin de limiter les risques de chute lors de la locomotion [Kong et al. 2006] ou compenser des faiblesses musculaires ou métaboliques [Galle et al. 2017]. Malgré une absence d'utilisation concrète de ces dispositifs, cela représente un enjeu de taille étant donné le vieillissement de la population dans de nombreux pays [Observatoire des territoires 2020]. Dans ces situations, les exosquelettes sont capables d'aider les utilisateurs en apportant de la force ou de la stabilité au cours du mouvement. Il est par exemple possible d'apporter une assistance partielle en se basant sur l'activité musculaire de l'utilisateur pour des mouvements de flexion-extension du genou [Hassani et al. 2014], du membre supérieur [Treussart et al. 2019, 2020], ou plus généralement pour adapter l'assistance fournie par un dispositif robotique à son utilisateur [Bi et al. 2019]. Ainsi le patient peut garder le contrôle et l'intention du mouvement, l'exosquelette doit pouvoir apporter le complément de force nécessaire

et corriger d'éventuelles erreurs critiques (e.g. une chute).

Toujours dans une perspective d'assistance, des exosquelettes peuvent permettre de réduire la dépense d'énergie de personnes fatigables en apportant une aide au levé de charge [Crocher et al. 2018] ou une assistance à la marche [Malcolm et al. 2013; Mooney et al. 2014].

Les exosquelettes d'assistance complète ont pour objectif de redonner de la mobilité à des individus paralysés à la suite d'accidents ou de maladies neuro-dégénératives. Ils permettent d'augmenter les capacités d'un individu présentant une déficience sans avoir nécessairement des perspectives de réhabilitation. En grande majorité, les exosquelettes d'assistance complète sont des dispositifs d'assistance à la marche. Ces dispositifs peuvent permettre aux utilisateurs de se déplacer et de se maintenir en station debout. La mobilisation passive des membres inférieurs et l'adoption de la posture debout permet une amélioration des capacités cardio-respiratoires, diminue la spasticité musculaire et apporte des bénéfices psychologiques [Esquenazi et al. 2017]. Cela peut globalement contribuer au bien-être et à la qualité de vie des individus en leur redonnant une certaine autonomie et la satisfaction de réaliser des gestes par eux mêmes. Ce type d'exosquelette peut donc être utilisé comme un moyen d'augmenter les capacités et la mobilité d'un individu. Récemment, un exosquelette de corps complet contrôlé par une interface cerveau-machine a permis à un patient tétraplégique de marcher et de bouger les bras [Benabid et al. 2019] (voir figure 1.2, p.8). Cette dernière avancée illustre le potentiel énorme des exosquelettes dans le domaine de l'assistance complète.

1.2.4 Autres applications

Si les exosquelettes sont prometteurs pour prévenir, compenser ou résorber des déficits moteurs, ils peuvent également être pertinents pour d'autres applications. L'augmentation des capacités humaines fût une des premières motivations pour la conception d'un exosquelette. Le premier dispositif possédant les caractéristiques d'un exosquelette apparaît dans un brevet en 1890 [Yagn 1890]. Son objectif était d'augmenter ou faciliter la marche, la course ou les sauts d'un humain. Ensuite, même s'il n'a jamais été fonctionnel, l'exosquelette *Hardiman* a été développé entre 1965 et 1971 dans le but de permettre à un humain de soulever des masses allant jusqu'à 680 kg [Fick et al. 1971]. Aujourd'hui, les objectifs d'augmentation des capacités humaines grâce à un exosquelette animent les recherches dans le secteur militaire particulièrement. L'augmentation des capacités des soldats pourrait en effet être un avantage stratégique indéniable. Des exosquelettes capables de supporter le poids d'un sac à dos dont la masse peut aller jusqu'à 30kg ont été développés dans le but de réduire la dépense énergétique ou d'augmenter la capacité de charge des soldats [Kazerooni et al. 2006]. Des risques de blessures importants peuvent toutefois survenir si les efforts fournis par l'exosquelette sont mal maîtrisés ou mal répartis.

Les exosquelettes sont aussi utilisés en téléopération pour contrôler d'autres robots à distance. Certaines avancées en robotique chirurgicale laissent penser que de tels dispositifs pourraient se multiplier et permettre à des chirurgiens d'effectuer des opérations à distance ou en profitant de la précision et de la fiabilité des dispositifs robotiques [Simorov et al. 2012]. La téléopération est également utilisée dans l'industrie nucléaire, lors d'interventions dans des milieux hostiles à l'homme [Yang et al. 2008]. Il s'agit par exemple d'une des raisons qui ont poussé un organisme comme le Commissariat à l'Energie Atomique et aux énergies alternatives (CEA) à développer des exosquelettes. Dans ce type d'application, la sécurité et la fiabilité des exosquelettes doit être exemplaire et doit également permettre à l'opérateur de réaliser ses tâches très précisément et avec beaucoup de confiance. L'usage des exosquelettes peut également permettre d'interagir physiquement avec un environnement de réalité virtuelle. Cela a été testé dans le cadre de programmes de rééducation [Frisoli et al. 2009; Grimm et al. 2016] et commence à voir le jour dans le secteur du divertissement [Hypersuit 2019; Varga 2019]. Dans l'industrie du cinéma, certains cadres utilisent des dispositifs de type exosquelette pour porter les caméras en réduisant les efforts et en augmentant la stabilité. Certaines marques proposent aussi des exosquelettes pour un usage récréatif. Des modèles d'exosquelette d'aide à la pratique du ski sont par exemple commercialisés depuis quelques années [Againer-ski 2019; SkiMojo 2019]. Il ne serait pas surprenant de voir apparaître d'autres exosquelettes destinés au grand public. Par exemple, des activités comme la randonnée pourraient en bénéficier en diminuant le coût métabolique de la marche [Malcolm et al. 2013; Galle et al. 2017].

1.2.5 Les limites

Si quelques limites ont déjà été évoquées précédemment, l'objectif est ici de les détailler davantage. Il n'y a actuellement pas de consensus sur la présence de bénéfices réels lors de l'utilisation d'exosquelettes. Certains modèles permettent de diminuer les contraintes articulaires et/ou musculaires sur des zones localisées (voir section 1.2.1, p.15), mais des effets délétères sont également observés. Par exemple, la réduction des efforts sur une partie du corps est souvent accompagnée d'une augmentation des efforts sur une autre partie. Cela est inévitable si l'exosquelette ne retransmet pas les efforts dans le sol. Par conséquent, une activation plus importante de groupes musculaires du dos ou des membres inférieurs est observée lors d'utilisation d'exosquelettes d'assistance aux membres supérieurs [Looze et al. 2016; Theurel et al. 2018b]. Les conséquences des transferts d'efforts sur d'autres muscles ou articulations sont peu ou pas étudiées. Ils peuvent pourtant être responsables de nouvelles pathologies. De plus, la présence d'une assistance a tendance à modifier les coordinations musculaires et articulaires lors d'un geste. Les conséquences de ces changements de coordination sont mal connues, notamment à long terme en partie à cause des difficultés d'investi-

gation. Certains auteurs alertent sur un possible changement des pressions intra-articulaires et une sur-sollicitation de certaines structures anatomiques lors de mouvements répétitifs. Des changements sur la cinématique des mouvements sont également induits par le port d'un exosquelette. Des études observent une diminution de la précision, de la fluidité ou simplement de la vitesse des mouvements en comparaison à des mouvements sans exosquelettes [Jarrassé et al. 2010; Xiloyannis et al. 2019].

Ensuite, aucune étude visant à évaluer l'efficacité des exosquelettes n'a réalisé des expériences de plus de deux heures. Or, il s'agit d'une durée faible au regard d'une journée de travail complète. Aucune étude non plus n'a analysé les effets du port d'un exosquelette sur plusieurs semaines ou plusieurs mois. Une grande partie des tests des exosquelettes sont réalisés sur quelques individus seulement ce qui ne permet pas de généraliser les résultats à l'ensemble de la population. Pourtant, compte tenu des variabilités inter-individuelles importantes, les effets du port d'un exosquelette pourraient largement varier d'un individu à l'autre.

Enfin, le contact direct des exosquelettes avec la peau peut créer de l'inconfort. L'appui de la structure externe sur certaines parties du corps peut augmenter la transpiration et les frottements, créant de nouvelles sources de lésions. L'ensemble des conséquences néfastes de l'utilisation des exosquelettes peut grandement réduire l'acceptabilité de ces dispositifs et par conséquent être un frein à leur utilisation concrète.

Des modèles d'exosquelettes de rééducation à la marche comme le Lokomat [Jezernik et al. 2003] sont parfois utilisés alors qu'ils sont visiblement moins efficaces qu'un programme de rééducation classique encadré par un professionnel de santé [Hidler et al. 2009]. Des dispositifs plus récents parviennent tout juste à atteindre des résultats équivalents à ceux obtenus avec des thérapies conventionnelles pour des patients post-AVC en phase aiguë et sub-aiguë (i.e. jusqu'à 6 mois après l'AVC) mais sont toujours moins efficaces pour les patients en phase chronique [Louie et al. 2016]. Une des explications avancées est le caractère stéréotypé de la marche induite par de tels dispositifs.

Dans le cas de l'assistance complète à la marche, des dispositifs sont disponibles. Des modèles connus comme ReWalk (ReWalk Robotics) ou Ekso (Ekso Bionics) nécessitent l'utilisation de béquilles pour gérer l'équilibre ce qui ne permet pas d'avoir les mains libres lors des déplacements. Quelques modèles récents comme REX (Rex Bionics Ltd) et Atalante (Wandercraft) proposent une gestion de l'équilibre et libèrent donc les mains. Cependant, ces dispositifs sont chers et proposent des démarches lentes et saccadées qui ne garantissent pas actuellement un avantage de confort, acceptabilité et utilisabilité par rapport à un fauteuil roulant classique.

En ce qui concerne le membre supérieur, les premiers dispositifs utilisés pour la réhabilitation permettaient d’appliquer des forces uniquement au niveau de la main [Volpe et al. 1999]. Ces robots dit *manipulandum* ne sont pas des exosquelettes selon la définition proposée dans la section 1.1 (p.4). Toutefois, les résultats prometteurs à court et long terme obtenus ont encouragé le développement de dispositifs de rééducation de type exosquelette pour pouvoir assister et corriger le mouvement au niveau de toutes les articulations. C’est par exemple le cas du dispositif Kinarm qui existe en version *manipulandum*, initialement destinée à la recherche en contrôle moteur, et en version exosquelette destinée à la rééducation. Toutefois, même si les exosquelettes permettent aux patients de progresser, des études plus récentes montrent que pour une intensité et une quantité de mouvements de rééducation équivalents, les exosquelettes ne présentent pas d’avantage significatif par rapports aux thérapies conventionnelles [A. C. Lo et al. 2010]. De nouvelles méthodes permettant de rééduquer spécifiquement certaines articulations ou des coordinations articulaires semblent prometteuses [Jarrassé et al. 2014]. Elles restent toutefois au stade de développement et n’ont pas encore pu être testées sur un assez grand nombre de patients pour attester de leur efficacité. Dans l’ensemble, pour des applications cliniques, aucun consensus clair n’est établi sur les bénéfices de l’utilisation d’une assistance de type exosquelette par rapport à des thérapies conventionnelles [Veerbeek et al. 2017].

Les limites abordées ici sont souvent spécifiques aux catégories d’exosquelettes (voir tableau 1.2, p.12). En effet, cette façon de catégoriser permet de regrouper des exosquelettes qui présentent les mêmes limites et défis à relever pour améliorer l’Interaction Homme-Exosquelette (IHE). La grande diversité de types d’exosquelettes existants ne permet pas une étude approfondie de chacun d’eux. Il apparaît toutefois que les exosquelettes actionnés sont les plus polyvalents et les plus prometteurs pour différentes raisons : 1) ils sont capable de fournir des efforts maîtrisés à tous les niveaux de la chaîne articulaire assistée ; 2) ils sont reprogrammables et donc peuvent être adaptés pour différentes tâches ; 3) L’ensemble de leurs caractéristiques leur permet d’être pertinents et utilisables pour toutes les applications. Ils partagent également certaines problématiques relatives aux interactions homme-robot dans leur ensemble [Ajoudani et al. 2017]. Par conséquent, la suite de ce manuscrit sera centrée sur les exosquelettes actionnés.

1.3 Les défis de développement

Comme cela a été présenté précédemment, la recherche et le développement des exosquelettes est un secteur florissant. Les applications sont nombreuses et les bénéfices potentiels de leur utilisation sont conséquents, tant dans le monde industriel que dans le domaine médical. Toutefois, la grande majorité des articles, revues systématiques et méta-analyses du domaine

soulignent les limites lors de l'utilisation d'exosquelettes pour des applications concrètes. Les défis à relever pour parvenir à des dispositifs capables de répondre aux attentes qu'ils suscitent sont abordés au travers de trois sous-sections.

Dans un premier temps, la conception matérielle des exosquelettes fait face à des problèmes dont les solutions sont déterminantes pour la qualité de l'interaction homme-exosquelette. Ensuite, la commande et le choix des lois de commande des exosquelettes est un défi complexe et central de l'interaction. Enfin, de nombreuses avancées sur l'étude des comportements des utilisateurs en interaction avec un exosquelette sont encore nécessaires pour évaluer de manière pertinente et fiable les bénéfices apportés par de tels dispositifs.

1.3.1 Le matériel

Lors de la conception d'exosquelettes, il y a deux contraintes matérielles principales : le dispositif doit suivre l'architecture mécanique du corps humain, et l'espace disponible pour contenir le matériel (e.g. les moteurs, les articulations etc.) est restreint. Il est par conséquent difficile de reproduire tous les degrés de liberté du membre ou partie du corps assistés [Lee et al. 2012]. La compatibilité cinématique parfaite entre l'humain et l'exosquelette est extrêmement difficile à atteindre et représente un des principaux défis. Les articulations robotiques sont généralement des approximations des articulations humaines plus complexes [Schiele et al. 2006 ; Yang et al. 2008]. De plus, le robot doit être capable de suivre le mouvement des chaînes articulées depuis l'extérieur du corps.

Or, il s'agit d'un réel défi technique, notamment pour un complexe articulaire comme l'épaule qui est composée de trois articulations et dont le centre de rotation peut bouger au cours d'un mouvement. Même pour des articulations relativement simples comme le coude il est parfois difficile de faire en sorte que les axes de rotation du robot et de l'utilisateur soient alignés [Gopura et al. 2009]. Un défaut d'alignement entre les axes articulaires robotiques et humains peut nuire à la qualité de l'interaction [Jarrassé et al. 2014 ; Mallat et al. 2019]. En effet, des alignements imparfaits peuvent induire une mauvaise transmission des efforts et créer des situations d'inconfort pour les utilisateurs (voir figure 1.8, p.26).

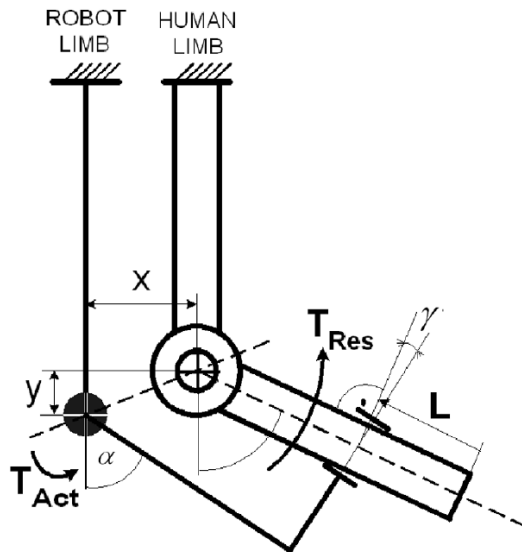


FIGURE 1.8 – *Le problème causé par le défaut d'alignement*

L'alignement parfait correspondrait au cas dans lequel x et y seraient nuls. En réalité, avec x et y non nuls, les mouvements vont induire une translation (L) et une légère rotation (γ) de l'attache par rapport à l'avant-bras. Les efforts fournis par l'actionneur (T_{Act}) risquent d'être moins bien transmis et de l'inconfort sera ressenti par les utilisateurs. Issue de [Schiele et al. 2006]

De plus, il est également difficile de connaître précisément les centres articulaires et les axes de rotation en conditions réelles sans utiliser des techniques invasives ou complexes à mettre en place. Les modèles cinématiques humains utilisés pour concevoir les exosquelettes sont des approximations de la réalité. Des incompatibilités cinématiques induites dès la conception sont donc inévitables. Si l'exosquelette est attaché au corps humain via une liaison rigide, cela peut créer des structures mécaniques avec un degré d'hyperstatisme trop important par rapport à ce qui est désiré. Un degré d'hyperstatisme trop élevé a pour conséquence de supprimer des degrés de libertés essentiels pour permettre les mouvements et de transmettre des forces résiduelles non désirées sur certains axes (voir figure 1.9b, p.27).

En plus de transmettre des efforts non désirés, ce phénomène d'hyperstatisme peut nuire à la transmission efficace des efforts désirés. Étant donné que la peau et les autres structures anatomiques humaines sont souples, le phénomène d'hyperstatisme va se traduire davantage par une mauvaise répartition des efforts sur le membre assisté que par une incapacité totale de mouvement. Cela peut induire des inconforts ou restreindre le mouvement naturel des utilisateurs. Il est par exemple possible d'observer des efforts résiduels non-désirés et une concentration des forces de contact sur certaines zones du membre supérieur (voir figure 1.9a, p.27). Des lésions cutanées pourraient apparaître si ces efforts sont trop importants ou répétés. Pour ces raisons également, la présence d'un défaut d'alignement pourrait entraver la réponse des patients à un processus de réhabilitation [Mallat et al. 2019].

De plus, le fait que l'attache de l'exosquelette et la peau soient déformables rend le schéma cinématique de l'ensemble homme-exosquelette variable au cours des mouvements. Ainsi, il est quasiment impossible d'assurer une compatibilité cinématique parfaite tout au long des mouvements. Des solutions sont toutefois envisageables pour réduire les contraintes liées au défaut d'alignement sur certains axes. Il est par exemple possible d'ajouter des degrés de liberté non-actionnés au niveau de l'attache de l'exosquelette sur l'utilisateur [Jarrassé et al. 2012]. L'exosquelette de membre inférieur *VLEXO* utilise par exemple la solution illustrée sur la figure 1.9b (p.27). Les concepteurs ont appliqué cette stratégie en utilisant des articulations prismatiques (e.g. glissières) passives au niveau des points d'attache pour éviter les contraintes dues à un défaut d'alignement [Bartenbach et al. 2015].

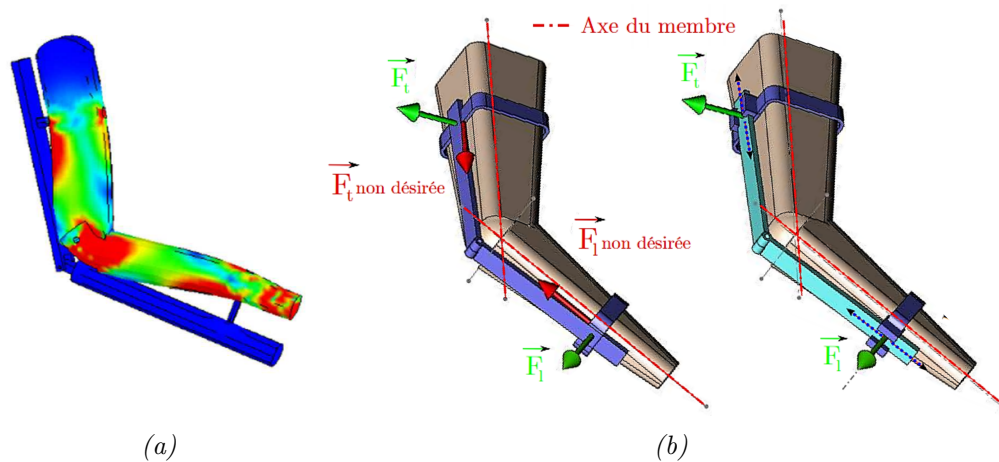


FIGURE 1.9 – *Causes et solutions pour l'hyperstatisme*

a) Simulation des contraintes appliquées sur un membre supérieur humain lors d'une flexion du coude dans le cas d'une liaison rigide avec un exosquelette à un degré de liberté. Issue de [Jarrassé et al. 2014]. **b)** Exemple d'une cause possible d'hyperstatisme et une solution proposée pour y remédier. Lors d'une flexion du membre, des forces incontrôlables et non désirées apparaissent à cause de l'hyperstatisme (à gauche). Si des translations de la structure mécanique le long des segments sont permises, les forces non désirées ne sont pas présentes (à droite). Adapté de [Jarrassé 2010].

L'ajout de degrés de liberté peut également se faire au niveau du schéma cinématique global. Certains auteurs parlent alors d'exosquelettes quasi-anthropomorphes par opposition aux architectures anthropomorphes plus classiques [Lee et al. 2012; Looze et al. 2016]. L'ajout de degrés de liberté permet à l'exosquelette de suivre plus facilement les mouvements des articulations sur toutes les dimensions (voir figure 1.10, p.28). Ces exosquelettes ont généralement des structures plus optimisées que les anthropomorphes d'un point de vue mécanique, tout en étant capables de fournir des efforts au niveau de chaque articulation. Cependant, l'ajout d'articulations, et parfois de moteurs, a tendance à augmenter la complexité, et la masse du dispositif. L'augmentation de la complexité du modèle cinématique de l'exosque-

lette augmente la complexité liée à son contrôle ainsi que l'évaluation et la compréhension des effets de l'exosquelette sur son utilisateur.

Ensuite, l'augmentation de la masse du dispositif entraîne une augmentation des moments d'inertie. Or, cela peut nuire au confort et à l'efficacité du dispositif. En effet, l'inertie est difficilement compensable par la commande (détails dans la sous-section 1.3.2, p.30) lorsque l'utilisateur dirige le mouvement. L'impact sur le mouvement naturel de l'utilisateur pourrait être important.

L'augmentation de la masse du dispositif implique d'autres problèmes. Pour des raisons d'utilisabilité et de sécurité, il est préférable de concevoir des exosquelettes légers. Le rapport poids/puissance des actionneurs est limité et avoir un exosquelette lourd implique d'avoir des actionneurs lourds. Les couples que peuvent fournir de tels actionneurs sont potentiellement plus dangereux pour les utilisateurs et nécessitent donc des dispositifs de sécurité plus rigoureux. Des butées articulaires physiques et des limitations de vitesses, couples ou accélérations via la commande, peuvent être utilisées.

De plus, des actionneurs lourds et puissants consomment davantage d'énergie. La grande majorité des exosquelettes utilisent de l'énergie électrique et la faible autonomie des batteries actuelles impose des restrictions de consommation pour permettre une utilisation prolongée des dispositifs. Les matériaux utilisés pour la structure rigide de l'exosquelette sont également soumis à des compromis de résistance et de légèreté. Récemment, le développement de matériaux à base de fibre de carbone a permis des avancées notables dans ce domaine. Dans l'ensemble, les défauts d'alignement, la complexité de l'architecture mécanique et la masse des exosquelettes sont inter-dépendants. L'optimisation du design mécanique des exosquelettes passe donc nécessairement par trouver le bon compromis entre ces trois aspects de leur conception.

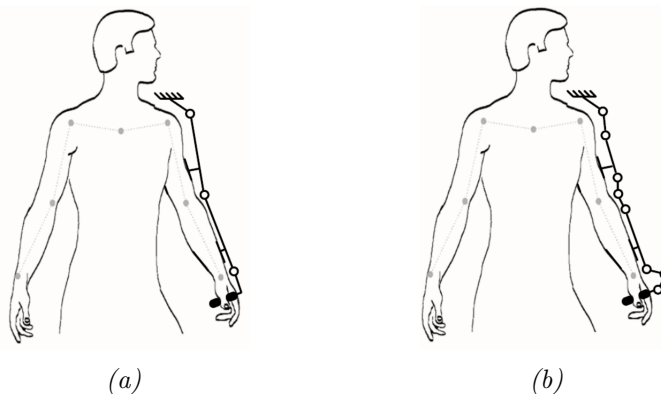


FIGURE 1.10 – *Illustration des différents types de structures mécaniques des exosquelettes*

a) Anthropomorphe : Cinématiquement équivalent au membre humain. b) Quasi-anthropomorphe Cinématiquement différent du membre humain mais avec un suivi au plus près possible . Issue de [Schiele 2008].

S'il est difficile d'optimiser la conception mécanique d'un exosquelette, il est encore plus difficile, voire impossible, de trouver une solution qui convienne à l'ensemble des individus. En effet, la variété des morphologies doit être prise en compte. L'architecture cinématique et les attaches de l'exosquelette qui fonctionnent pour un individu ne seront pas nécessairement adaptées pour un autre utilisateur. Pour répondre à ce problème, il est possible de concevoir des exosquelettes sur mesure ou des exosquelettes réglables. La conception d'exosquelettes sur mesure implique la résolution de défis techniques pour chacun des utilisateurs. Le coût engendré par de telles mesures apparaît comme un frein important. La conception d'exosquelettes réglables paraît plus adaptée pour répondre aux problématiques des variabilités inter-individuelles dans une certaine mesure. Cela implique toutefois des difficultés supplémentaires pour l'intégration des mécanismes de réglage au sein de l'architecture mécanique de l'exosquelette sans dégrader les alignements et les performances générales de l'exosquelette.

Cette problématique d'adaptation aux morphologies se pose également lorsque les dispositifs sont destinés à des individus encore en croissance. De récents travaux se penchent notamment sur le développement d'exosquelettes d'assistance à la marche dont la structure mécanique est modulable pour suivre le développement morphologique d'adolescents paraplégiques [Kardofaki et al. 2019]. Dans ce contexte, les problématiques d'alignement et d'adaptation aux différentes morphologies sont centrales. Le dimensionnement des actionneurs doit également être adapté à la taille et à la masse des patients pour que l'exosquelette conserve ses capacités d'assistance.

Un dernier aspect important à prendre en compte dans la conception matérielle des exosquelettes est l'interface. L'interaction et la coopération entre le robot et l'humain peuvent être réalisées au travers de différentes interfaces physiques et sensorielles. L'enjeu est que le robot soit capable de détecter les mouvements de l'utilisateur et que l'utilisateur soit aussi capable de comprendre les actions du robot. Le robot doit également être capable de transmettre ses efforts à l'humain de manière confortable et sécurisée. La transmission des informations de l'humain vers l'exosquelette peut être réalisée via le langage, un boîtier de commande, l'activité électromyographique, la vision supervisée, des techniques d'imagerie cérébrale (e.g. l'électroencéphalographie - EEG), des implants dans le SNC ou la transmission d'efforts [Yang et al. 2008 ; Hassani et al. 2014 ; Benabid et al. 2019 ; Bi et al. 2019 ; Mghames et al. 2019].

L'interface est un point crucial de l'interaction car elle est la zone de transmission des informations entre l'utilisateur et le robot [Lee et al. 2012 ; Ajoudani et al. 2017]. Elle possède une dimension matérielle de par les structures et systèmes qui permettent ces échanges d'informations. Elle est également à prendre en compte dans la commande pour savoir comment utiliser les informations acquises. Si plusieurs solutions sont possibles pour transmettre les informations de l'humain vers l'exosquelette, la transmission des informations de l'exosquelette vers l'humain se fait en revanche quasi-exclusivement via l'interaction physique et les

informations haptiques. L'humain ressent donc ce que fait l'exosquelette par les contacts et les efforts qui sont appliqués sur le membre assisté. Dans la grande majorité des cas, l'interaction est physique et l'interface est constituée par les points de contact entre l'exosquelette et l'utilisateur. Les points de contact entre l'humain et le robot sont en effet les vecteurs des transmissions des efforts. Cette dernière remarque souligne d'ailleurs l'importance de la résolution des défauts d'alignement. En effet, si la compatibilité cinématique et l'interface sont mal conçues, les pressions, cisaillements ou frottements peuvent non-seulement être la cause d'inconforts, mais peuvent aussi nuire à la communication haptique entre l'exosquelette et son utilisateur. Une mauvaise transmission des efforts pourrait par exemple induire en erreur l'utilisateur sur les efforts qu'est en train de fournir l'exosquelette et donc nuire complètement au mouvement au lieu de l'assister.

1.3.2 La commande

Si des développements importants ont été réalisés pour l'aspect matériel des exosquelettes, le développement des architectures de commande reste relativement récent. Les actions réciproques entre l'utilisateur et le robot présentes lors de l'interaction nécessitent que l'humain soit intégré dans la boucle de contrôle [Yang et al. 2008].

Il est possible de discerner deux cas. 1) L'utilisateur est passif (i.e. il ne produit pas d'effort). Les propriétés mécaniques (i.e raideur, viscosité, inertie) de son corps doivent être prises en compte dans la commande. C'est le cas des exosquelettes d'assistance complète. Les défis associés à la commande de ces exosquelettes sont plus proches de ceux associés à la robotique humanoïde et seront moins développés dans ce manuscrit. 2) L'utilisateur est actif. Ses actions doivent être prises en compte dans la commande comme un contrôle volontaire. Dans ce cas, le type de commande utilisé doit permettre de tirer profit des deux entités qui constituent l'interaction, l'humain et l'exosquelette. La présence de l'humain dans le complexe exosquelette-humain permet d'utiliser ses capacités de planification du mouvement en temps réel par rapport à l'environnement et à une tâche donnée.

Comme l'illustre la figure 1.11 (p.31), l'opérateur humain fait la synthèse des informations sensorielles qu'il reçoit de l'environnement et de l'exosquelette pour planifier ses mouvements. Ses décisions sont donc aussi influencées par les actions que réalise l'exosquelette. De plus, les actions que l'humain réalise doivent idéalement être prises en compte par l'exosquelette et être utilisées dans la commande. Via l'interface, l'exosquelette doit détecter l'intention de l'utilisateur et agir ensuite de façon adaptée.

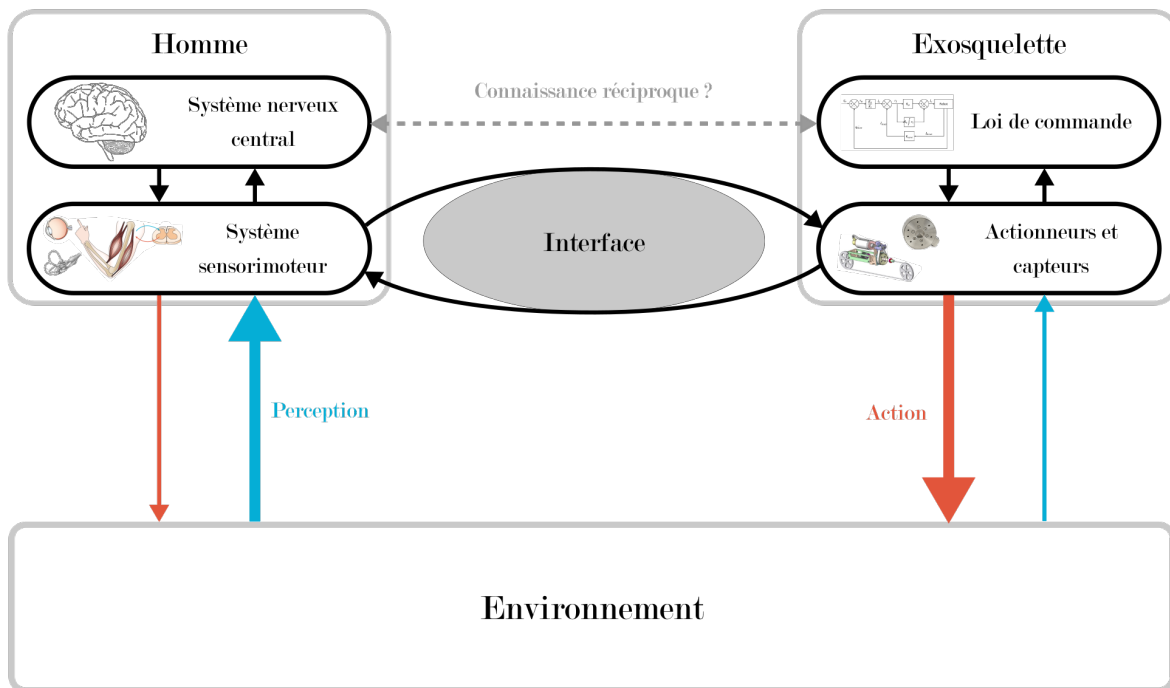


FIGURE 1.11 – *Schéma général de l'interaction physique Homme-Exosquelette*

L'objectif de l'interaction est, pour l'utilisateur, d'agir sur l'environnement plus efficacement que sans exosquelette. L'interface entre les deux entités (Homme et Exosquelette) est une interface majoritairement physique. Le système nerveux central n'a a priori pas de connaissance sur comment l'exosquelette va contrôler ses mouvements et vice versa. Inspiré de [Lee et al. 2012] et [Yang et al. 2008]

L'influence réciproque du système *humain* et du système *exosquelette* pose le problème de la co-adaptation [Ikemoto et al. 2012 ; Peternel et al. 2016]. En effet, si les deux systèmes tentent de s'adapter vers le comportement de l'autre, cela signifie qu'ils s'adaptent vers un système en changement. Dans cette situation, le temps d'adaptation pourrait donc être allongé par rapport à une situation lors de laquelle le système robotique a un comportement fixe (voir figure 1.12, p.32). Cette approche est très théorique mais permet de souligner un problème qui peut intervenir lorsque la commande du robot est conçue pour s'adapter à l'humain. Il est en effet nécessaire de prendre en compte le fait que l'humain va également s'adapter au robot. La différence de comportement initial entre le robot et l'humain semble être dans tous les cas un facteur important pour minimiser le temps d'adaptation.

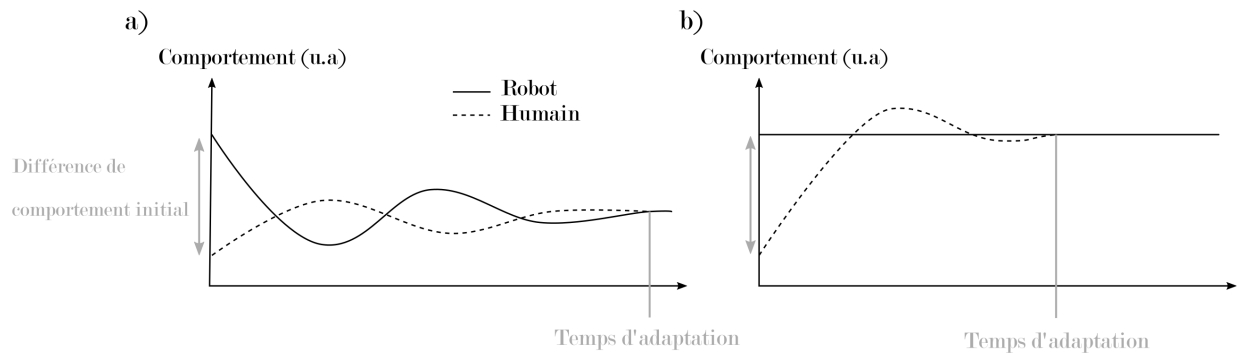


FIGURE 1.12 – *Le problème de la co-adaptation.*

La figure illustre une conséquence possible d'une co-adaptation sur la convergence des comportements. **a)** Le robot et l'humain s'adaptent pour rejoindre le comportement de l'autre. Ils s'adaptent donc vers un système en changement. Un certain temps est nécessaire avant que leurs comportements ne convergent. **b)** Le comportement du robot est fixe, l'humain est le seul à s'adapter et son comportement converge vers celui du robot. L'adaptation vers des comportements identiques prend moins de temps.

La difficulté d'établir une loi de commande adéquate réside dans le fait que l'humain est à la fois contrôleur indépendant et intégré dans la boucle de contrôle de l'exosquelette. Le choix et la réussite de l'allocation des fonctions entre l'exosquelette et l'humain est un problème central de l'interaction. La commande permet de déterminer les efforts que l'exosquelette doit fournir pour accomplir sa mission.

Dès lors, trois questions se posent : 1) Que doit faire l'exosquelette ? 2) Pourquoi ? 3) Comment le fait-il ?

La réponse à la première question se fait par le choix des modes de contrôle et dépend du but final de la tâche. La réponse à la deuxième question se fait également par rapport au but de la tâche et aussi via la connaissance du comportement sensorimoteur humain. Enfin, la réponse à la troisième question se fait par le choix d'une architecture de commande, des grandeurs physiques utilisées par le contrôleur et des capteurs humains et robotiques disponibles.

Le choix de ce que doit faire l'exosquelette - quels efforts doit il fournir ? sur quelles articulations et à quels moments ? - dépend des applications et de notre compréhension fondamentale du contrôle sensorimoteur humain. Par exemple, si l'exosquelette est destiné à la rééducation fonctionnelle, il doit fournir des efforts pour mobiliser et assister le mouvement du patient. L'exosquelette dirige alors la quasi-totalité du mouvement, au moins initialement. Il existe aussi des modes de contrôle pour lesquels l'exosquelette assiste le mouvement juste sur ce qui est nécessaire au patient pour réaliser le mouvement (*Assist as needed* dans la

littérature), ou légèrement moins que ce qui est nécessaire afin de stimuler davantage le patient (*assist less than needed* dans la littérature). Dans ces situations, le choix des mouvements que l'exosquelette réalise est primordial, ils doivent être proches des mouvements physiologiques pour apporter des bénéfices et pour qu'ils soient acceptés par l'utilisateur [Huang et al. 2009]. Une solution est d'enregistrer puis de rejouer des mouvements humains réels [Proietti et al. 2016]. Cela ne permet toutefois pas de faire face à des situations inédites. De plus, tous les individus ont des vitesses de mouvement préférentielles différentes [Berret et al. 2018] et rééduquer un patient en utilisant des mouvements dont la vitesse ne correspond pas à sa vitesse préférentielle pourrait causer des problèmes d'acceptabilité et nuire au processus de réhabilitation. Une autre solution est de créer des trajectoires de références artificielles [Huang et al. 2009; Proietti et al. 2016]. Il n'est toutefois pas facile de concevoir une loi de commande capable de produire des mouvements poly-articulés possédant les caractéristiques de ceux d'un humain et il n'existe pas de consensus sur les méthodes à utiliser [Guigon et al. 2007]. Une approche raisonnable serait, dans un premier temps, d'identifier précisément ce qui caractérise les mouvements humains.

Pour des applications en manutention pour la prévention des TMS, l'exosquelette doit être capable de suivre le mouvement de l'humain en compensant des efforts pour soulager les articulations et les muscles. Par exemple, lors du port d'un outil, l'exosquelette doit compenser le poids et l'inertie de l'outil en laissant le contrôle du mouvement à l'opérateur. Ainsi l'opérateur peut réaliser la tâche librement tout en ayant peu d'efforts à fournir. En téléopération, l'exosquelette doit également suivre les mouvements de l'opérateur et seulement renvoyer les efforts nécessaires pour que celui-ci ait la sensation de réaliser la tâche lui-même [Lee et al. 2012]. Dans les deux cas, il existe une phase pendant laquelle l'exosquelette doit suivre le mouvement de l'humain.

La capacité d'un exosquelette à réaliser correctement ce suivi du mouvement sans le perturber est appelée la transparence. Il s'agit d'un mode de contrôle qui est supposé ne pas modifier les trajectoires articulaires, les trajectoires de l'effecteur terminal et les patterns d'activation musculaire de l'utilisateur [Lamy et al. 2009; Jarrassé et al. 2010; Pirondini et al. 2016]. En théorie, une transparence totale est atteinte si les forces d'interactions entre l'exosquelette et l'utilisateur sont nulles. En pratique cependant, les modes de contrôle dit *transparent* ne parviennent pas à atteindre la transparence totale et sont souvent nommés *le plus transparent possible* (*As transparent as possible* dans la littérature).

Les problèmes matériels comme le mauvais alignement des articulations (voir sous-section 1.3.1, p.25) sont typiquement des facteurs limitants de la transparence. La commande peut également être à l'origine de forces d'interactions non désirées qui empêchent l'atteinte d'une transparence élevée. Pour parvenir à un haut niveau de transparence (i.e forces d'interac-

tions faibles) il faut que l'exosquelette compense au mieux sa dynamique ainsi que celle de l'objet porté. Il est nécessaire pour cela de connaître parfaitement les paramètres du modèle dynamique du robot. La connaissance de ces paramètres se fait au moyen de procédures d'identification. Cependant, les valeurs obtenues sont toujours des approximations de la réalité physique du dispositif. Une manière d'améliorer la transparence pourrait donc être d'estimer au mieux ces paramètres. Il est également possible d'annuler des forces d'interaction par la commande en mesurant ces forces. La mesure peut-être directe, mais cela nécessite des capteurs d'effort à chaque point de contact entre l'humain et l'exosquelette et introduit nécessairement un délai lié aux boucles de contrôle. La mesure peut également être indirecte avec une estimation des forces d'interaction sur la base d'un modèle de l'interaction. Dans les deux cas les valeurs obtenues restent approximées à cause de l'imprécision des modèles ou du bruit de mesure. Il existe aussi des limites fondamentales qui empêchent l'atteinte de la transparence totale. En effet, lorsque l'exosquelette suit le mouvement, il ne peut pas compenser en temps réel sa dynamique sans connaissance a priori de l'intention du mouvement de l'utilisateur. Au moins une partie de l'inertie du robot ne peut pas être compensée et crée par conséquent des forces d'interaction lors de l'accélération des membres concernés [Colgate et al. 1989 ; Geffard et al. 2000b]

La détection de l'intention de l'utilisateur est cruciale afin de pouvoir fournir une assistance en cohérence avec le mouvement et la tâche requise. Plusieurs méthodes ont été étudiées dans la littérature. Elle peuvent se classer en deux catégories, les interactions cognitives et les interactions physiques [Lee et al. 2012].

Les interactions cognitives sont généralement prospectives, cela signifie qu'elles essaient d'obtenir des informations sur l'intention du mouvement avant que le mouvement ne débute réellement. Elles utilisent généralement des capteurs d'activité musculaire [Bi et al. 2019 ; Treussart et al. 2019, 2020] ou des capteurs d'activité du SNC [Benabid et al. 2019]. Les informations obtenues sur le mouvement sont toutefois extrêmement bruitées et il est quasiment impossible de reconstruire le mouvement dans son ensemble. Elles peuvent toutefois permettre de reconnaître certains patterns de mouvement et activer des modes spécifiques. Les interactions cognitives sont quasiment toujours accompagnées d'une interaction physique.

Les interactions physiques ne permettent pas vraiment de détecter à l'avance les intentions de l'utilisateur. Elle pourraient en revanche être utilisées pour inférer sur la suite probable d'un mouvement à partir des données cinématiques du début. En connaissant les lois du contrôle moteur humain il serait par exemple possible de prédire la durée d'un mouvement en utilisant la valeur du premier pic d'accélération. Les interactions physiques ont surtout l'avantage d'être relativement faciles à mettre en place, non invasives et utilisent souvent des capteurs internes au robot. Elles permettent aussi une interaction relativement naturelle pour l'humain car le contrôle de l'exosquelette se fait simplement via des transmissions

d'efforts et des informations haptiques. Ce mode d'interaction est courant dans la vie quotidienne. Il intervient par exemple lors de la manipulation d'un outil, ou lorsque deux individus interagissent pour se serrer la main ou transporter un objet [Dumora 2014].

Dans le cadre d'interactions physiques via l'échange d'informations haptiques, la transparence est également à mettre en lien avec le matériel, et notamment l'interface entre l'utilisateur et le dispositif. En effet, les problèmes d'acceptabilité vis-à-vis des inconforts potentiels causés par des contacts et des frottements peuvent être évités avec un exosquelette transparent. De plus, des attaches plus larges et la libération de quelques degrés de liberté au niveau des contacts peuvent permettre d'améliorer la transparence [Jarrassé et al. 2012]. Les types d'actionneurs peuvent également participer à la transparence d'un exosquelette. Par exemple, des actionneurs réversibles facilitent l'implémentation de lois de contrôle transparentes [Garrec et al. 2008 ; Lamy et al. 2009].

La transparence est un concept clef de l'IHE qui peut être utilisée pour diverses applications. Elle possède un intérêt certain pour la prévention des TMS en permettant par exemple de laisser un individu libre de ses mouvements, tout en compensant le poids d'un outil lourd. Elle peut aussi être pertinente au cours d'un programme de rééducation. À mesure que le patient retrouve de la mobilité, l'exosquelette doit progressivement diminuer l'assistance qu'il fournit et seulement mesurer, ou à la limite, corriger les mouvements du patient (voir figure 1.7, p.20). La transparence est également un moyen d'évaluer que le contrôle du robot peut se faire efficacement et avec confiance. En effet, si des forces d'interactions non désirées sont présentes avec des individus sains sur des mouvements simples à cause d'une mauvaise transparence, il est évident que des situations similaires interviendront lors de l'utilisation de l'exosquelette avec des individus présentant une pathologie. Une mauvaise transparence empêchera le contrôle précis des mouvements réalisés, pourra nuire à l'efficacité d'un programme de rééducation et donc compromettre l'utilisation d'exosquelettes dans le domaine médical.

Le premier objectif est d'atteindre la meilleure transparence possible pour être certain que les autres lois de commande qui seront conçues dans un but précis permettront à l'exosquelette de fournir à l'opérateur les efforts désirés, et non des efforts qui viendront perturber le mouvement.

1.3.3 L'évaluation

Une des raisons pour lesquelles il est difficile d'évaluer les bénéfices d'un exosquelette et comparer les différents modèles entre eux est le manque de normes et standards d'évaluation. Si des organismes comme l'Association Française de Normalisation (AFNOR) essayent de

poser des bases pour la standardisation des procédures d'évaluation [AFNOR 2017], elles sont parfois peu adaptées et trop peu de concepteurs ou de chercheurs les utilisent. La revue de littérature réalisée par Looze et al. [2016] recense 40 études sur 26 modèles d'exosquelettes différents. Parmi ces études, seulement 5 ont évalué scientifiquement, au moyen de statistiques, les effets de l'exosquelette sur son utilisateur. Le reste des études réalisées se contentent généralement de tester leur dispositif sur un à trois individus. D'autre part, des difficultés d'accès à certains publics porteurs de pathologies et les problèmes de sécurité que peuvent poser les exosquelettes rendent les études cliniques difficiles à réaliser. Par conséquent, beaucoup d'évaluations sont basées sur l'évaluation des caractéristiques techniques et les fonctions des exosquelettes plutôt que sur leur efficacité réelle lors de l'interaction avec un humain [Gopura et al. 2009]. De plus, il est difficile de recueillir des données sur l'humain dans des conditions écologiques. En effet, les mesures physiologiques, neuro-physiologiques et cinématiques nécessitent souvent des conditions de laboratoire. Même en condition de laboratoire, la capture de mouvement et l'enregistrement de l'activité musculaire peuvent être gênés par la présence de l'exosquelette. Il est donc difficile, mais pourtant nécessaire, de concevoir des protocoles de recherche rigoureux permettant d'évaluer et de comprendre l'interaction et ses conséquences sur le mouvement humain.

Quelques études plus poussées sur les interactions physiques homme-exosquelette remarquent que la motricité de l'utilisateur est modifiée, même lorsque l'exosquelette est le plus transparent possible. En effet, des modifications de coordination articulaire [Jarrassé et al. 2010], coordination musculaire [Pirondini et al. 2016] et de la cinématique de l'effecteur terminal [Jarrassé et al. 2008a] ont été mises en évidence. En particulier, les études menées par l'équipe de Jarrassé ont remarqué que les utilisateurs bougeaient spontanément plus lentement avec l'exosquelette alors qu'ils étaient capables de bouger plus rapidement si cela était demandé. Ces recherches ont généralement étudié des mouvements en 3D, faisant intervenir de nombreux degrés de liberté, à l'épaule, au coude et au poignet. Des phénomènes complexes et difficilement contrôlables pouvaient donc intervenir au niveau de la structure de l'exosquelette, du membre supérieur de l'utilisateur et de leur interaction. Les raisons des perturbations du mouvement ne sont pas encore clairement élucidées et la littérature actuelle ne permet pas encore de comprendre les causes et les conséquences précises d'une transparence approximative sur le mouvement humain.

Plus largement, la compréhension totale du comportement de l'utilisateur au cours de l'interaction est un élément essentiel à prendre en compte pour le développement et l'amélioration des interactions homme robot [Ajoudani et al. 2017]. Cette réflexion s'applique aussi spécifiquement aux interactions homme-exosquelette [Frisoli 2018]. Le contrôle moteur humain doit donc être au centre de la conception et du développement d'un exosquelette ou d'un contrôleur [Lee et al. 2012]. En effet, l'humain planifie ses mouvements via des

processus cognitifs sur la base des informations issues de ses sens. Lors de l'interaction avec un exosquelette, les informations qu'il reçoit sont modifiées et les processus qui mènent à la réussite de la tâche aussi. La nature de ces modifications, la façon dont l'humain les intègre dans le contrôle de ses mouvements et le temps dont il a besoin pour s'adapter à cette nouvelle situation sont autant de points cruciaux de l'interaction qui ne trouvent pas de réponse dans la littérature scientifique actuelle.

1.4 Les besoins d'une approche basée sur le contrôle moteur humain

Les exosquelettes sont des dispositifs d'assistance mécanique à contention. Leur utilisation peut s'avérer pertinente dans un large champ d'applications. De plus, certains champs d'application comme la prévention des TMS et la rééducation post-AVC sont liés à des enjeux de santé publique majeurs. Un bénéfice avéré des exosquelettes dans ces domaines pourrait avoir des conséquences positives importantes sur la santé et la qualité de vie de ces populations. Ces observations expliquent pourquoi les exosquelettes ont connu un tel essor ces dernières années et pourquoi cette technologie suscite tant d'attentes. Cet engouement et la diversité des applications a donné naissance à un grand nombre de modèles et de types d'exosquelettes différents. En effet, la famille des dispositifs de type exosquelette regroupe un panel important d'appareils dont les spécificités sont parfois radicalement différentes. Les difficultés de développement et de mise en application concrètes ont donc des causes extrêmement diverses.

Toutefois, un constat général peut être mis en lumière. Pour plusieurs raisons, aucun modèle d'exosquelette n'est suffisamment générique pour répondre à l'ensemble des besoins. Les exosquelettes non-actionnés sont généralement très spécifiques à une tâche donnée et peuvent être contreproductifs pour les autres tâches complémentaires. Les exosquelettes actionnés sont plus polyvalents mais les défis présentés précédemment doivent encore être surmontés et leur efficacité en situation réelle n'est toujours pas démontrée. Pendant de nombreuses années, la conception des exosquelettes a été centrée uniquement sur le développement des aspects matériels et technologiques. Or, la prise en compte de l'humain dans la boucle de conception est essentielle pour que l'interaction soit réellement efficace. Il apparaît donc nécessaire de bien comprendre les conséquences du port d'un exosquelette sur la motricité humaine pour parvenir à concevoir des dispositifs réellement bénéfiques pour les utilisateurs.

L'étude du contrôle moteur lors de l'interaction homme-exosquelette s'inscrit donc dans un cercle vertueux. D'une part, elle peut permettre de mieux comprendre et améliorer les interactions physiques homme-exosquelette. D'autre part, l'interaction pose des questions fondamentales qui peuvent permettre d'apporter des connaissances sur la façon dont l'humain contrôle ses mouvements.

1.4.1 Le contrôle moteur au service des exosquelettes

Si des défis technologiques sont encore présents, les facteurs limitant l'amélioration des exosquelettes résident principalement au niveau de la commande et de l'évaluation de ces dispositifs. Dans les deux cas, l'objectif central est d'apporter des bénéfices à l'humain. Il est donc crucial de s'intéresser au mouvement humain.

Le champ scientifique du contrôle moteur étudie la façon dont l'humain planifie et contrôle ses mouvements. La littérature sur ce sujet est conséquente et de nombreux processus et principes fondamentaux sont connus. Cette littérature reste pourtant trop peu mise en relation avec les sciences robotiques lors de la conception de dispositifs destinés à interagir physiquement avec un humain. Il est pourtant évident que la connaissance et la prise en compte stricte et précise des connaissances actuelles sur le mouvement humain pourraient permettre d'améliorer nettement les interactions homme robot et, en l'occurrence, les IHE. De la même manière que l'humain a besoin de savoir ce que l'exosquelette fait lors de la coopération sur une tâche, l'exosquelette doit avoir une connaissance sur la façon dont l'humain bouge. Il n'est clairement pas suffisant de considérer la contribution de l'humain comme une "boîte noire" induisant des perturbations. Les concepteurs d'exosquelettes doivent être capables d'exploiter les connaissances sur le contrôle du mouvement humain pour définir les lois de commande. De plus, le choix de la répartition des fonctions entre l'humain et l'exosquelette doit également être guidé par les connaissances sur le mouvement humain, et non uniquement par les capacités techniques du robot.

Une première hypothèse peut être posée : **la prise en compte des connaissances actuelles sur le mouvement humain (i.e. la littérature en contrôle moteur) peut permettre : 1) d'améliorer la qualité des Interactions Homme-Exosquelette en créant des modes de contrôle plus adaptés aux individus et 2) d'évaluer les dispositifs en créant des métriques tenant compte du contrôle moteur humain.**

1.4.2 L'exosquelette au service du contrôle moteur

Le fait d'interagir avec un exosquelette pose aussi des questions fondamentales qui peuvent venir alimenter la connaissance dans le domaine du contrôle moteur. En effet, l'exosquelette peut être utilisé comme un outil pour perturber le mouvement humain et tester certaines fonctions motrices. Cette approche a déjà été largement étudiée avec l'utilisation de robots manipulandum (e.g Howard et al. [2009]) dont les efforts sont appliqués au niveau de l'effecteur uniquement. Elle a permis de nombreuses avancées sur la compréhension du mouvement humain (voir chapitre 2, p.41). Un exosquelette actionné présente l'avantage de pouvoir appliquer des perturbations indépendantes à chaque articulation. L'application de forces sur différentes parties d'un membre peut permettre de créer des dynamiques et des conflits sensoriels rarement expérimentés par l'humain. Des aspects précis du contrôle moteur peuvent

être interrogés. De plus, des expérimentations pourraient être menées sur une large variété de mouvements en trois dimensions, et pas seulement restreint à un plan comme la grande majorité des études existantes. Un exosquelette est donc un formidable banc d'essai pour étudier le mouvement humain et tester des hypothèses spécifiques du contrôle moteur.

Une seconde hypothèse peut être posée : **L'utilisation d'un exosquelette peut permettre d'induire des situations dynamiques et des conflits sensorimoteurs permettant d'apporter des connaissances fondamentales sur la manière dont le cerveau contrôle les mouvements et s'adapte à son environnement.**

1.4.3 Hypothèse générale

Comme son nom l'indique, l'Interaction Homme-Exosquelette est définie par une action réciproque de l'exosquelette sur l'Homme et de l'Homme sur l'exosquelette. Pour parvenir à une interaction symbiotique, bénéfique et naturelle pour l'utilisateur, il est nécessaire que l'exosquelette intègre et tienne compte de la motricité humaine. Le fait d'interagir avec un exosquelette pose aussi des questions fondamentales qu'il faut investiguer. Enfin, des hypothèses spécifiques au contrôle moteur pourraient être testées en utilisant un exosquelette.

Dès lors, notre hypothèse générale de travail est que **l'amélioration de l'Interaction Homme-Exosquelette passera par une meilleure compréhension du mouvement humain dans ce contexte.**

Pour poursuivre cette réflexion, deux approches sont possibles : 1) Étant donné une loi de commande, il est possible d'évaluer et d'étudier comment l'humain réagit et s'adapte à celle-ci ; 2) Pour interroger des aspects du contrôle moteur humain il est possible de créer des lois de commande spécifiques. Pour une étude complète de l'interaction physique homme exosquelette, ces deux approches doivent être traitées de manière concomitante. Une avancée dans un domaine permettra des avancées dans l'autre domaine comme l'illustre la figure 1.13 (p.40). Dans les deux cas, des connaissances fondamentales sur le contrôle du mouvement humain sont nécessaires. Le prochain chapitre sera dédié à une revue de littérature sur les caractéristiques du contrôle moteur humain qui pourraient être exploitées pour étudier l'interaction avec un exosquelette.

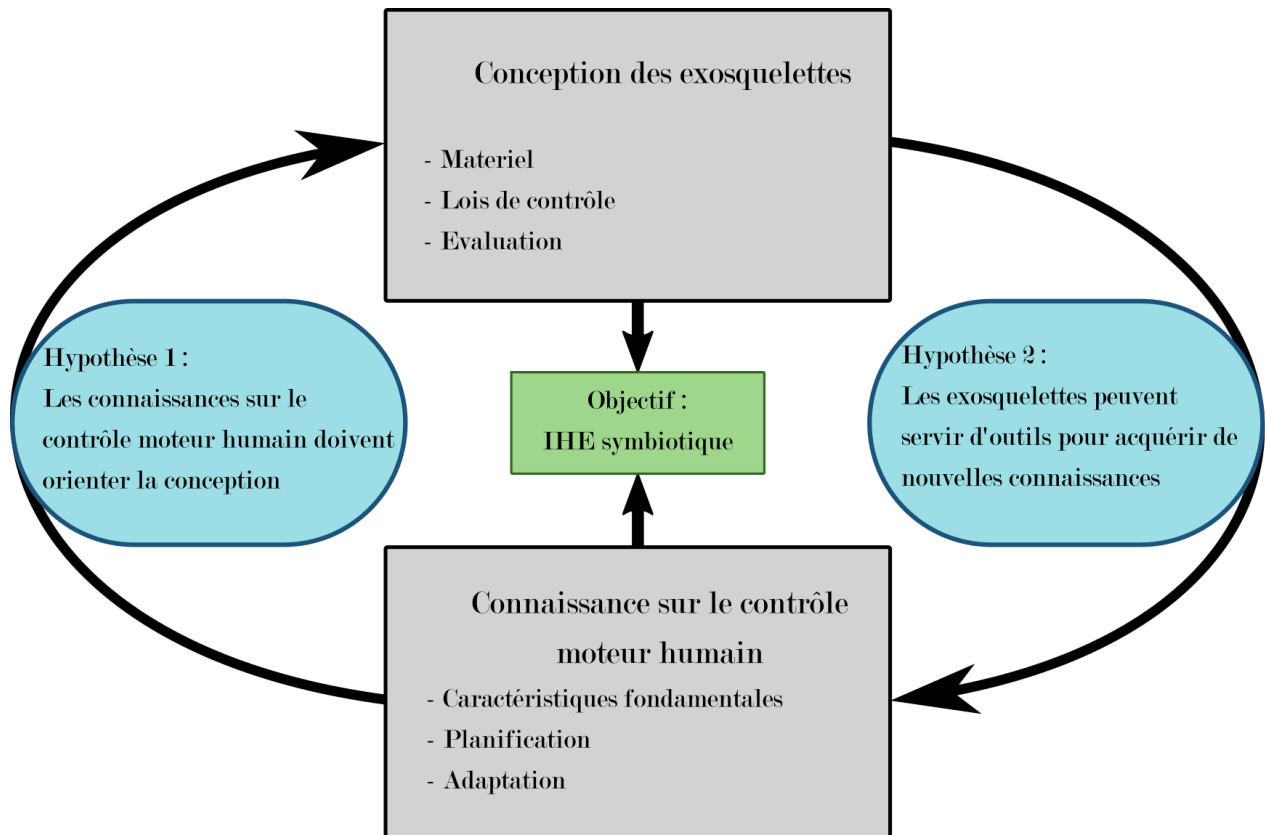


FIGURE 1.13 – *Schéma résumé de l'hypothèse générale du travail de thèse*
D'une part, les connaissances en contrôle moteur doivent diriger la conception des exosquelettes. D'autre part, les exosquelettes peuvent permettre d'investiguer de nouvelles questions dans le domaine du contrôle moteur. La mise en place de ce cercle vertueux pourrait permettre d'atteindre une interaction homme-exosquelette (IHE) davantage symbiotique.

Chapitre 2

Bases du contrôle moteur humain

L'étude de la réponse motrice de l'humain lors de l'interaction avec un exosquelette est cruciale au vu des enjeux et problèmes liés à une utilisation concrète d'un exosquelette. L'objectif des recherches futures est d'adopter une vision davantage anthropocentrée de l'IHE, notamment en décrivant et en analysant les effets du port d'un exosquelette sur le mouvement humain.

Pour tenter de comprendre comment le SNC contrôle le mouvement, trois niveaux d'analyse sont possibles : le niveau computationnel, le niveau algorithmique et le niveau matériel [Marr 1983]. Ces trois niveaux d'analyse permettent de répondre respectivement aux questions : 1) quel est le problème à résoudre et quel est le but de cette résolution ? 2) comment ce problème est-il résolu ? 3) quelles sont les structures physiques qui interviennent dans la résolution de ce problème ?

Dans ce chapitre, l'objet d'étude est le contrôle du mouvement humain et les recherches présentées dans ce manuscrit se placent principalement aux niveaux d'analyses computationnel et algorithmique. Toutefois pour tenter d'apporter une vision globale sur le contrôle du mouvement humain, les bases neuromécaniques qui interviennent dans la planification et la réalisation du mouvement seront brièvement abordées. La complexité du système sensorimoteur sera ensuite décrite. Enfin, les connaissances sur les principes fondamentaux du mouvement humain seront présentées.

2.1 Neuromécanique du contrôle moteur humain

Le terme *neuromécanique* a été proposé par Enoka [1988] pour décrire les notions apparentées à la neurophysiologie et à la biomécanique. C'est un champ d'étude qui lie les structures neurales et les structures musculo-squelettiques nécessaires à la réalisation de mouvements réflexes et volontaires. L'objectif général de cette section est donc de décrire les éléments du corps humain qui participent et sont responsables des mouvements. La première sous-section

présente les bases neurales du contrôle sensorimoteur. La seconde sous-section décrit l'aspect général de la mécanique du système musculo-squelettique.

2.1.1 Bases neurales du contrôle sensorimoteur

Le système sensorimoteur remplit à la fois des fonctions sensorielles et motrices. Ces deux fonctions sont interdépendantes. La perception de l'environnement est influencée et dirigée par les actions motrices. Inversement, la perception permet aux actions motrices d'être adaptées à l'environnement et à l'état courant du système musculo-squelettique. La recherche en neurophysiologie a permis de dresser une carte précise des éléments et structures qui interviennent dans ces mécanismes de perception-action.

L'unité fonctionnelle du SNC est le neurone. Il s'agit d'une cellule électriquement excitable capable de produire un signal nerveux, aussi appelé potentiel d'action. Les neurones sont composés d'un corps et de deux types de prolongements : des dendrites et un axone. Les dendrites permettent au neurone de recevoir les potentiels d'actions provenant des autres neurones. Les axones constituent les fibres nerveuses et permettent de conduire le potentiel d'action émis par le corps du neurone. Les neurones sont organisés en réseaux et communiquent entre eux par le biais des synapses. Le cerveau humain compte environ 100 milliards de neurones et un million de fois plus de synapses. Cet amas de cellules nerveuses est organisé en plusieurs grandes structures. Les structures nerveuses ayant un rôle important dans les fonctions sensorimotrices sont la moelle épinière, le tronc cérébral, le cervelet, les ganglions de la base et le cortex. Deux voies principales de transmission de l'information peuvent être distinguées. La voie ascendante ou sensorielle (flèches bleues sur la figure 2.1, p.44) permet de faire remonter les informations sensorielles vers le cortex. La voie descendante ou motrice (flèches rouges sur la figure 2.1, p.44) permet de faire descendre les informations motrices du cortex vers les muscles en passant par les ganglions de la base, le tronc cérébral, le cervelet et la moelle épinière.

La moelle épinière contient des structures neuronales simples capables de générer des comportements moteurs basiques comme les réflexes myotatiques (i.e contraction d'un muscle suite à son étirement brusque) ou des patterns rythmiques pour la locomotion. Une partie de l'intégration des signaux sensoriels issus des différents capteurs de la peau, des tendons, des articulations et des muscles est également réalisée dans la moelle épinière.

Le tronc cérébral contient des structures comme les formations réticulées et les noyaux vestibulaires. Ces structures opèrent un contrôle relativement simple sur les neurones de la moelle épinière. Elles participent par exemple au contrôle postural en ajustant le seuil

d'activation du réflexe myotatique ou peuvent moduler la vitesse d'oscillation des patterns rythmiques utilisés pour la locomotion.

Le cervelet est particulièrement impliqué dans la coordination et la synchronisation temporelle des mouvements. Il intervient également lors de l'apprentissage de nouvelles tâches motrices. Il joue aussi un rôle important pour l'estimation de l'état du système moteur périphérique en recevant des informations efférentes du cortex moteur primaire et des informations afférentes provenant des organes sensoriels. Des lésions du cervelet peuvent par exemple conduire à des troubles de la coordination motrice et de la précision spatio-temporelle des mouvements.

Les ganglions de la base jouent un rôle prépondérant pour l'apprentissage et l'optimisation des actions. Ils font le lien entre le cortex moteur primaire et les autres régions du cerveau. Ils participent en particulier à la modulation de certaines caractéristiques des mouvements (e.g. la vitesse, la durée) au regard de facteurs cognitifs, émotionnels et motivationnels de l'individu.

Le cortex cérébral contient de nombreuses structures intervenant dans le contrôle du mouvement. Il se divise en différentes zones spécialisées. La communication entre les différentes zones du cortex est nécessaire pour le contrôle du mouvement. Le cortex somatosensoriel réalise la synthèse des informations sensorielles provenant de la voie ascendante. Le cortex moteur primaire est la principale région corticale responsable de la planification des mouvements et il est le point de départ de la voie descendante. D'autres structures illustrées sur la figure 2.1 (p.44) ont un rôle important dans le contrôle sensorimoteur pour établir une relation cohérente entre les entrées sensorielles et les sorties motrices. Une description plus poussée des neurosciences du mouvement est disponible dans le livre de Kandel et al. [2000].

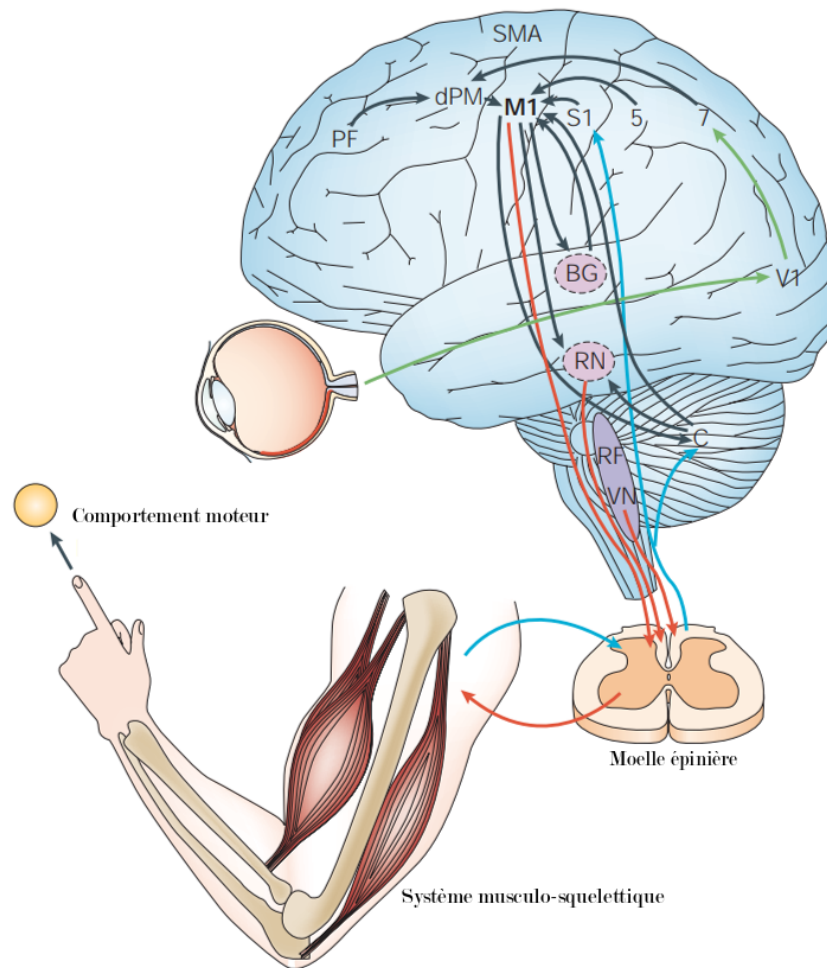


FIGURE 2.1 – **Bases neurales pour le contrôle sensorimoteur**

Les structures nerveuses principales impliquées dans un mouvement d'atteinte dirigé vers un but (*Goal-directed reaching movement* dans la littérature) sont illustrées ici. PF : cortex préfrontal, dPM : cortex prémoteur dorsal, SMA : Aire motrice supplémentaire, M1 : cortex moteur primaire, S1 : cortex somatosensoriel primaire, 5 : aire 5 du cortex pariétal, 7 : région postérieure du cortex pariétal, V1 : cortex visuel primaire, BG : Ganglions de la base, RN : noyaux rouges, RF : formation réticulée, VN : noyaux vestibulaires, C : cervelet. Traduit de [Scott 2004]

La voie ascendante du système nerveux central transmet des informations issues de l'ensemble des organes sensoriels du corps humain. Ceux qui interviennent spécifiquement dans le contrôle du mouvement sont principalement situés dans les muscles, les tendons, les ligaments et la peau. Ils s'agit de mécanorecepteurs capables de mesurer des grandeurs physiques. Les fuseaux neuromusculaires sont situés dans le muscle et sont sensibles à son étirement. Ils sont capables de fournir des informations sur l'étirement du muscle (i.e sa position) ainsi que sur sa vitesse d'étirement. Les organes tendineux de Golgi situés à la jonction des muscles et des tendons sont eux capables de mesurer la tension présente dans le muscle. Ils sont stimulés lors de l'étirement passif d'un muscle ou lors de sa contraction. Il existe de nombreux autres

mécanorecepteurs situés dans les articulations et la peau (e.g. corpuscules de Ruffini, corpuscules de Pacini, etc.). Dans l'ensemble, ils permettent au SNC d'obtenir des informations sur les étirements, les tensions ou les pressions qui s'exercent sur les différentes structures anatomiques du corps humain.

La capacité du corps humain à ressentir la position et les mouvements de ses segments est appelée la proprioception. Il s'agit d'un sens essentiel au contrôle du mouvement. La vision joue également un rôle prépondérant pour le contrôle des mouvements et une aire cérébrale lui est dédiée. Elle permet de repérer et situer dans l'espace les éléments de l'environnement et de diriger l'action. Les informations qu'elle renvoie permettent aussi de compléter les informations proprioceptives en situant les différents membres du corps. Le système vestibulaire, situé dans l'oreille interne, est également un organe sensoriel essentiel pour le contrôle du mouvement. Il permet de sentir les accélérations linéaires et angulaires de la tête. Il permet également de percevoir l'accélération gravitationnelle terrestre et donc de donner une information sur l'orientation du corps par rapport à la verticale. Il s'agit par conséquent d'un organe essentiel pour le maintien de l'équilibre et la perception de la gravité.

La voie ascendante fournit au cerveau une multitude de signaux sensoriels. La reconstruction de l'état du système à partir de ces signaux est réalisée grâce à l'intégration multisensorielle (voir Stein et al. [2008] pour plus de détails). Par exemple, le SNC est capable d'obtenir une estimation de la position ou de la vitesse de la main alors qu'il n'y a pas de capteur directement dédié à cette mesure. Pour cela, les mesures issues des capteurs existants doivent être assemblées et recombinaées pour estimer l'état du système.

Les motoneurones sont situés dans la moelle épinière et leurs axones se prolongent dans les nerfs périphériques jusqu'aux muscles. La jonction entre les motoneurones et les fibres musculaires est appelée la jonction neuro-musculaire. Les motoneurones sont les dernières unités du système nerveux intervenant dans la production du mouvement. Ils sont l'unique lien entre la voie nerveuse descendante et les muscles squelettiques. Ils jouent donc un rôle essentiel dans la production de mouvements volontaires. Ils ont également un rôle prépondérant dans des mécanismes réflexes tel que la contraction d'un muscle suite à son étirement rapide (i.e. le réflexe myotatique) ou lors de corrections en ligne du mouvement par des voies réflexes transcorticales et visuelles.

2.1.2 Bases biomécaniques

Les muscles squelettiques sont caractérisés par leur capacité à produire de la force et donc à créer des mouvements. La plus petite brique du corps humain capable de produire un mouvement est l'unité motrice. Elle est composée d'un motoneurone et d'au moins une fibre musculaire. Les fibres musculaires sont des cellules allongées qui constituent le muscle.

Elles sont composées d'unités contractiles, appelées sarcomères, qui sont assemblées en séries. Une fibre musculaire est innervée par un seul et unique motoneurone, un motoneurone peut innerver plusieurs fibres musculaires. Lorsqu'un motoneurone décharge, le potentiel d'action qui se propage le long de son axone provoque la contraction des fibres musculaires qu'il innerve. Le SNC peut ainsi provoquer des contractions musculaires en recrutant des unités motrices. A titre d'exemple, un muscle comme le biceps est en moyenne constitué de 250 000 fibres musculaires [Klein et al. 2003] innervées par 900 motoneurones [W. F. Brown et al. 1988].

La force musculaire développée par un muscle n'est pas uniquement due à son activation. Pour établir le lien entre l'activation d'un ensemble d'unités motrices et la force produite au niveau de l'extrémité du tendon, il faut certes tenir compte du nombre d'unités motrices recrutées, mais aussi des autres propriétés mécaniques du muscle et des tendons. Un premier modèle mécanique simple du système muscle-tendon a été proposé par Hill [1938]. L'auteur propose un modèle avec trois composantes : Une composante contractile, une composante élastique en série et une composante élastique en parallèle. Cette modélisation permet de reproduire en partie la relation entre la force produite et la longueur d'étirement. De plus, les trois composantes mécaniques peuvent être mises en lien avec les structures biologiques réelles des muscles : la composante contractile permet de décrire l'action des fibres musculaires, la composante élastique en série décrit l'action des structures tendineuses et la composante élastique en parallèle décrit l'action des tissus conjonctifs entourant les fibres musculaires.

Toutefois, certaines propriétés des muscles ne peuvent pas être reproduites en utilisant ce modèle. D'autres modèles plus complets, basés sur le modèle de Hill, ont depuis été proposés. Certains par exemple prennent en compte le rôle important de protéines élastiques comme la titine [Horowitz et al. 1986] ou de l'angle de pennation (i.e. l'angle entre l'axe des fibres musculaires et l'axe selon lequel le muscle exerce une force) car il a un impact important sur la transmission de la force produite par le muscle [Zajac 1989]. Certains auteurs intègrent aussi une composante d'amortissement dans leur modèle [Haeufle et al. 2014]. Le modèle de muscle illustré sur la figure 2.2a (p.47) est un modèle parvenant à reproduire assez fidèlement le comportement des muscles réels (voir figure 2.2b, c et d, p.47) avec un nombre de composantes relativement faible. Cette modélisation permet de décrire les variations des propriétés mécaniques des systèmes muscles-tendons au cours d'un mouvement. En effet, les variations de longueur et de forme du muscle vont avoir un effet sur l'angle de pennation ou sa capacité à se contracter et donc sur la force produite. Toutefois, toutes les propriétés électro-mécaniques du muscle ne sont pas prises en compte dans ce type de modèles. De plus, l'activité musculaire est, dans le modèle présenté sur la figure 2.2a (p.47) décrite par un seul paramètre, or les relations entre activité nerveuse et contraction musculaire sont plus complexes. Cela illustre la difficulté d'établir un lien direct entre l'activation musculaire et

la force produite au niveau des insertions des muscles sur les os.

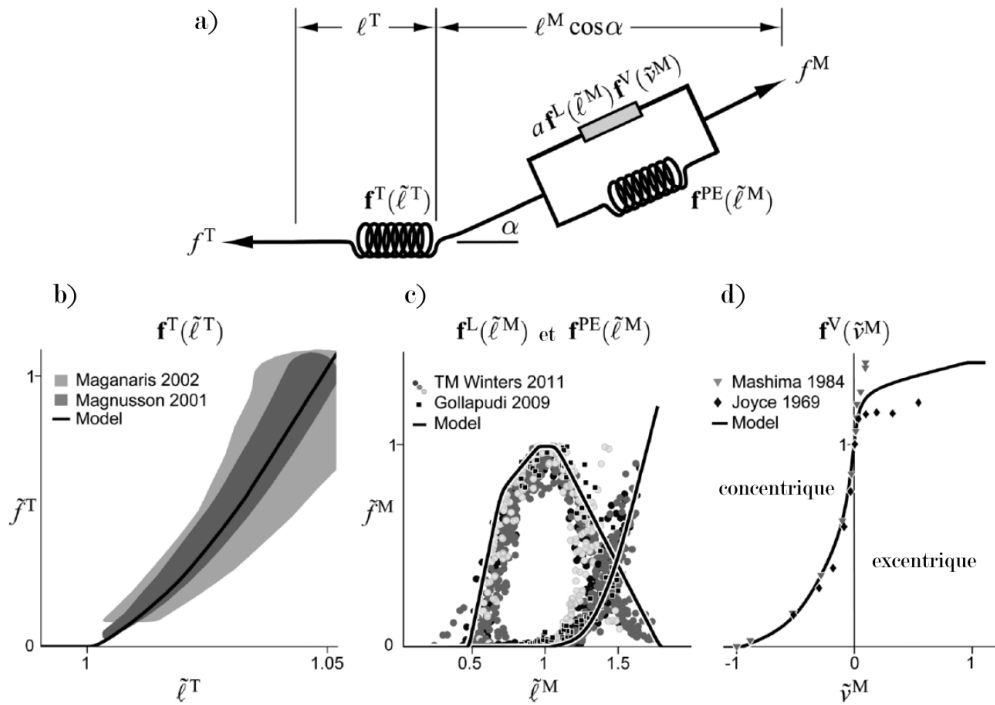


FIGURE 2.2 – *Propriétés mécaniques et modélisation du système musculo-tendineux*

Un modèle de muscle **a)** est donné en exemple et ses différentes propriétés sont comparées avec des données réelles : **b)** Relations force-longueur du tendon $f^T(\tilde{\ell}^T)$; **c)** Relations force-longueur pour la composante contractile $f^L(\tilde{\ell}^M)$ et la composante élastique passive $f^{PE}(\tilde{\ell}^M)$; **d)** Relation force-vitesse pour la composante contractile ($f^V(\tilde{v}^M)$). f^T et f^M sont respectivement les forces exercées par le tendon et le muscle. ℓ^T et ℓ^M sont respectivement les longueurs d'étirement du tendon et du muscle. α est l'angle de pennation. a est l'activation du muscle. La tilde est utilisée pour dénoter les valeurs normalisées. Issue de [Millard et al. 2013].

Les os du corps humain sont reliés entre eux par des articulations qui permettent la mobilité d'un os par rapport à l'autre. Lorsque un muscle se contracte, il exerce une force qui tend à rapprocher ses deux extrémités et induit un moment de force au niveau de l'articulation qu'il traverse. Le moment de force induit au niveau de l'articulation dépend de la force produite et du bras de levier (i.e. la distance entre l'axe de rotation de l'articulation et la ligne d'action de la force musculaire). Le bras de levier d'un muscle est susceptible de varier au cours du mouvement.

Les mouvements induits au niveau d'une articulation sont dépendants de la somme de tous les moments de forces s'appliquant au niveau de cette articulation. De fait, plusieurs muscles peuvent participer au mouvement d'une articulation. Deux muscles ayant des actions opposées sur une même articulation sont dis *antagonistes*. Par exemple, le biceps et le triceps brachial participent respectivement à la flexion et à l'extension du coude. Si le biceps s'active

et que le triceps est relâché, une flexion de coude va être réalisée. En revanche, si le triceps s'active en produisant le même moment de force que le biceps, l'articulation sera davantage rigide et aucun mouvement ne sera produit. Cette situation décrit un phénomène de co-contraction de muscles antagonistes. Ainsi, l'ensemble des muscles susceptibles de provoquer un moment de force sont à prendre en compte pour induire une accélération et donc un mouvement au niveau d'une articulation. La figure 2.3 (p.48) illustre le principe fondamental de la dynamique en rotation pour un cas simplifié. En réalité, pour une articulation simple comme le coude, jusqu'à 7 muscles peuvent intervenir dans le contrôle de mouvements de flexion extension. De plus un muscle peut être constitué de plusieurs chefs musculaires dont certains peuvent être bi-articulaires. C'est le cas du chef long du triceps brachial par exemple qui participe à l'extension du coude ainsi qu'à l'extension et l'adduction du bras par rapport à l'épaule. Ainsi, le lien entre la force produite par un muscle et le mouvement réalisé n'est pas trivial.

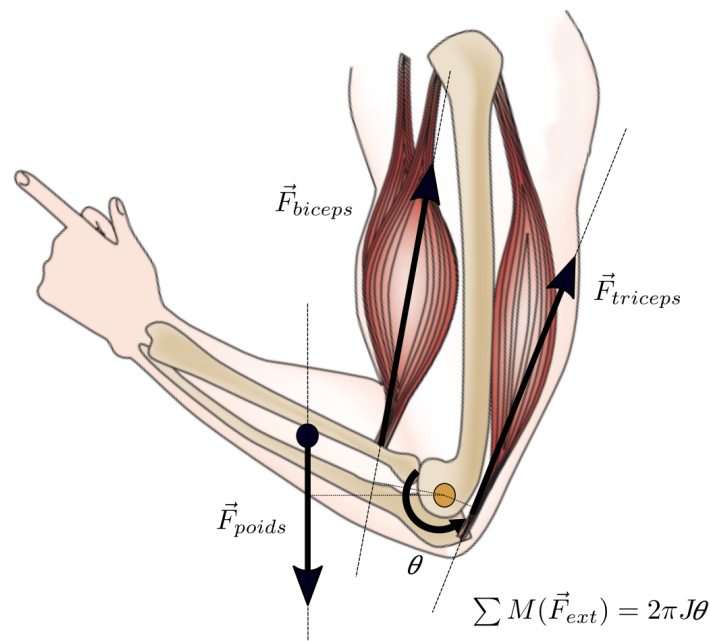


FIGURE 2.3 – **Principe fondamental de la dynamique en rotation**

Le principe fondamental de la dynamique en rotation est illustré sur l'articulation du coude. En considérant que le bras est fixe, l'accélération angulaire du coude θ est dépendante du moment d'inertie de l'avant bras J et de la somme des moments des forces extérieures $\sum M(\vec{F}_{ext})$. Sur le schéma les forces extérieures au squelette sont la force du biceps \vec{F}_{biceps} , du triceps $\vec{F}_{triceps}$ et le poids de l'avant bras \vec{F}_{poids} .

Le couple net (i.e. couple résultant de la somme des moments) induit au niveau d'une articulation, s'il n'est pas nul, provoque une accélération angulaire. Lors de la réalisation d'un mouvement dirigé vers un but, le SNC doit donc choisir, étant donné la configuration angulaire qu'il souhaite atteindre, les couples nets à appliquer à chaque articulation. Pour un

modèle d'articulation à un degré de liberté (e.g. le coude sans considérer les mouvements de pronation et de supination), l'équation du mouvement est relativement simple :

$$\tau = J\ddot{\theta} + \nu\dot{\theta} + mgl \cos(\theta) \quad (2.1)$$

avec τ le couple de force à l'articulation, θ l'angle entre l'avant bras et l'horizontale, J le moment d'inertie par rapport au coude, ν le coefficient de frottement visqueux de l'articulation, l la distance au centre de masse, m la masse du segment, et g l'accélération gravitationnelle sur terre.

La complexité des équations permettant de décrire la dynamique de systèmes poly-articulés comme le squelette humain augmente rapidement dès lors que le nombre d'articulations augmente. Des termes associés à des dynamiques inter-segmentaires interviennent. Ils proviennent de forces inertielles, centripètes et de Coriolis [Hollerbach et al. 1982]. Il existe toutefois une structure générale pour décrire la dynamique d'une chaîne articulée de corps rigides (*Rigid Body Dynamics* dans la littérature) :

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{M}(\boldsymbol{\theta})\ddot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})\dot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{G}(\boldsymbol{\theta}) \quad (2.2)$$

avec $\boldsymbol{\tau}$ le vecteur des couples de force appliqués à chaque articulation, $\boldsymbol{\theta}$, $\dot{\boldsymbol{\theta}}$ et $\ddot{\boldsymbol{\theta}}$ respectivement les vecteurs des positions, vitesses et accélérations angulaires pour chaque articulation. \mathbf{M} est la matrice d'inertie, ses termes sont fonction uniquement des positions angulaires $\boldsymbol{\theta}$. Les couples nécessaires pour accélérer la chaîne articulée sont obtenus lorsque la matrice d'inertie est multipliée par les accélérations angulaires $\ddot{\boldsymbol{\theta}}$. \mathbf{C} fait référence aux termes de Coriolis et centrifuges. Ils rendent compte des forces causées par le mouvement des autres segments et qui agissent sur les articulations. Les coefficients de frottement sont aussi contenus dans la matrice \mathbf{C} . \mathbf{G} représente les couples de force dus à la gravité et dépend des positions angulaires des articulations $\boldsymbol{\theta}$. Cette équation permet de décrire les efforts que l'humain doit contrôler pour bouger. Dans le cas de l'IHE, les paramètres de cette équation vont être modifiés, par conséquent, la dynamique des membres de l'utilisateur sera impactée. Dès lors, comprendre comment l'humain gère cette dynamique est une étape cruciale pour anticiper et étudier les effets de modification de dynamique induits par le port d'un exosquelette.

Dans l'équation précédente, la dynamique est décrite dans l'espace articulaire. Cependant, lors de la planification d'un mouvement volontaire, le but de la tâche est souvent situé dans l'espace cartésien. Un processus de transformation de coordonnées pour passer de l'espace de la tâche vers l'espace articulaire est donc nécessaire. Par exemple, lors de la saisie d'un objet, les coordonnées de la position finale de la main dans l'espace cartésien doivent être transformées dans l'espace articulaire. Il s'agit cette fois-ci d'un processus de cinématique

inverse : étant donnée la position de l'effecteur il faut déterminer quelles configurations articulaires permettent de l'atteindre. De plus, pour amener l'effecteur d'un point A à un point B il est nécessaire de déterminer sa trajectoire (i.e. ses positions, vitesses et accélérations à chaque pas de temps). Une étape de dynamique inverse est ensuite requise pour passer de la trajectoire choisie aux forces qui vont créer les accélérations.

2.2 La complexité du contrôle sensorimoteur

Le contrôle d'un mouvement faisant intervenir l'ensemble du corps apparaît comme un problème complexe avec beaucoup de paramètres à prendre en compte. La complexité cinématique et dynamique du squelette n'est qu'une partie de la complexité générale du contrôle du mouvement. En effet, un très grand nombre d'éléments intervient à toutes les échelles du système sensorimoteur. La redondance et la variabilité sont deux phénomènes émergents de cette complexité et de son caractère multi-échelle. Comprendre comment le SNC gère cette complexité pour réaliser des mouvements efficaces est un des principaux problèmes qui animent la recherche dans le domaine du contrôle moteur. L'approche computationnelle permet de décrire les étapes que le SNC doit résoudre pour contrôler un mouvement.

2.2.1 Redondance

La redondance dans les mouvements humains est un concept clef introduit par Bernstein [1967]. La redondance signifie que plusieurs solutions sont possibles pour atteindre un même but.

Le problème réside donc dans les critères qui permettent le choix d'une solution parmi les autres. Le concept de redondance s'applique au niveau neural, musculaire et cinématique. Des recrutements d'unités motrices différentes peuvent produire la même force musculaire. Des activations musculaires différentes peuvent produire le même couple de force aux articulations [Wolpert 1997]. C'est le cas par exemple lors de la co-contraction de groupes de muscles antagonistes. Le couple net à l'articulation reste nul pour différents niveaux de co-contraction possibles [Borzelli et al. 2018].

La redondance cinématique existe aussi dans la majorité des situations. Plusieurs solutions sont envisageables pour accomplir une tâche donnée avec succès. Au cours de ses travaux, N. Bernstein a introduit ce concept de redondance en décrivant la redondance cinématique. Il y a redondance dès lors que le nombre de degrés de liberté d'une chaîne cinématique est supérieur à la dimension de la tâche. La figure 2.4a (p.51) montre une chaîne articulée composée de trois degrés de liberté. La tâche consiste à pointer le troisième segment en direction d'une cible. Il y a dans ce cas une infinité de configurations articulaires possibles pour atteindre le but de la tâche.

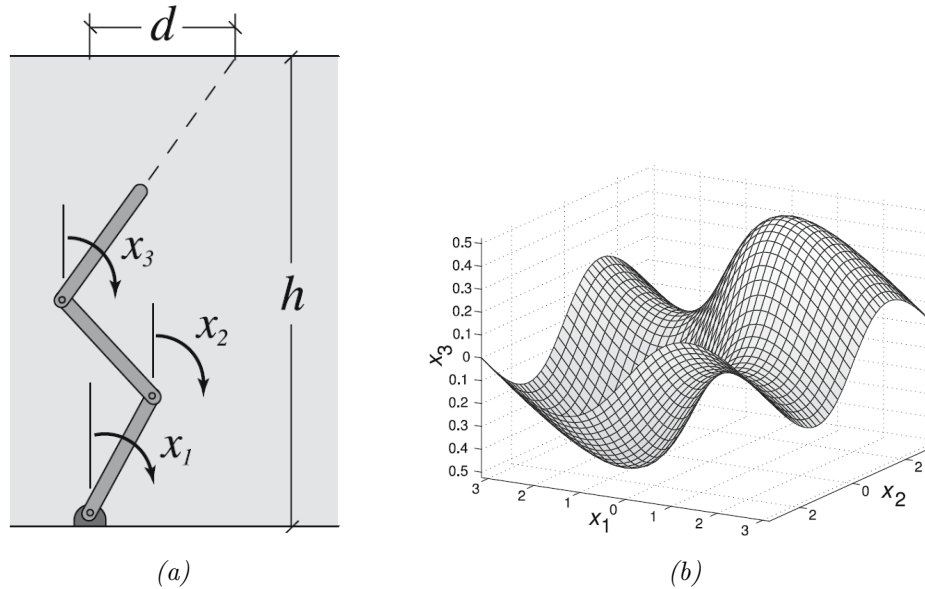


FIGURE 2.4 – **Exemple de redondance cinématique**

a) La tâche consiste à pointer le dernier segment en direction d'une cible dont la position est définie par les variables h et d . Les angles articulaires x_1 , x_2 et x_3 sont les variables d'état du système. **b)** L'espace d'état des angles articulaires (en radians) est représenté. La surface est l'ensemble des combinaisons possibles des angles articulaires qui permettent l'atteinte du but. Cet espace des solutions a été calculé pour des segments de longueur 1 et avec les coordonnées de la cible $h = 4$ et $d = 0$. Issue de [Cusumano et al. 2006]

D'une manière générale, pour planifier un mouvement à partir d'un objectif ou d'une tâche donnée, il faut résoudre un problème à différentes échelles. En effet, à chaque niveau d'une hiérarchie intervenant dans le contrôle du mouvement, plusieurs solutions peuvent mener au même résultat. La planification du mouvement est le processus par lequel des solutions sont sélectionnées à chaque niveau de la hiérarchie motrice. La redondance intervient à chaque étape de ce processus (voir figure 2.5, p.52). Il s'agit d'un problème difficile car il existe une infinité de solutions à chaque niveau. Pourtant, le SNC est capable de le résoudre en une fraction de seconde.

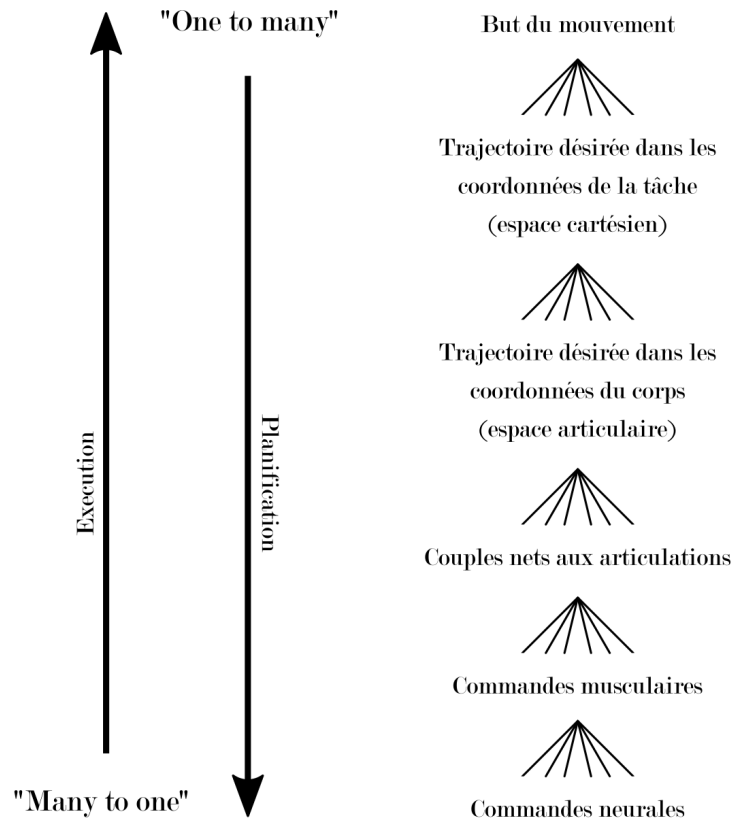


FIGURE 2.5 – *La redondance est présente à chaque niveau du système sensorimoteur*

Le schéma montre qu'une sélection parmi un ensemble de solutions doit être réalisée à chaque étape de la planification du mouvement. Le SNC doit donc résoudre la redondance pour choisir une activation neurale qui permettra l'atteinte du but ("One to Many"). La redondance permet également la diversité des solutions pour réaliser un but ce qui donne une grande flexibilité pour l'exécution des comportements moteurs ("Many to One"). Inspiré de [Wolpert 1997] et [Kawato et al. 1987]

Certains auteurs ont proposé de renommer le concept de *redondance* en *abondance* afin de souligner la richesse des possibilités à disposition du SNC [Latash 2000]. En effet, cette richesse de solutions pour réaliser un mouvement permet une grande adaptabilité aux différentes contraintes. La redondance permet d'adopter différentes solutions pour satisfaire l'atteinte d'un but. Du point de vue du but de la tâche, toutes les solutions sont équivalentes. La redondance permet donc par exemple d'atteindre un point dans l'espace malgré la présence d'un obstacle sur le chemin ou de réaliser une tâche avec succès malgré une blessure ou de la fatigue.

2.2.2 Variabilité

L'équivalence de la finalité des solutions, en plus d'apporter une grande adaptabilité, permet aux mouvements de gérer la variabilité inhérente au système moteur. En effet, la variabilité est une caractéristique importante du mouvement humain. Il y a du bruit à tous les niveaux du système sensorimoteur [Faisal et al. 2008]. La présence de ce bruit induit une variabilité et rend impossible la réalisation de deux mouvements strictement identiques. Si la redondance présente dans le système moteur est souvent désignée comme une source de variabilité, elle peut également être un moyen de la gérer. Au cours de ses travaux, Bernstein [1967] remarque que lors de la manipulation d'un marteau, la variabilité des trajectoires des articulations est largement supérieure à la variabilité de la trajectoire de la tête du marteau. D'autres auteurs généralisent cette idée en introduisant la notion d'*Uncontrolled Manifold* (UCM). Cette notion suggère que lors de la réalisation d'une tâche motrice, la variabilité n'est pas nécessairement diminuée au niveau de la trajectoire des articulations [Scholz et al. 1999, 2000]. En revanche, malgré une variabilité inhérente au mouvement humain, la performance dans une tâche est souvent caractérisée par une réduction de la variabilité au niveau de la trajectoire de l'effecteur. Il s'agit d'une condition clef pour la réalisation de la tâche.

Le SNC semble donc se focaliser sur les variables essentielles pour la tâche à effectuer et permet plus de flexibilité sur les dimensions non-cruciales. Dans l'exemple de la figure 2.4 (p.51), il est possible d'exploiter l'ensemble des solutions pour stabiliser la direction de l'effecteur sans effectuer un contrôle strict des variables angulaires. Le SNC doit choisir un ensemble de configurations articulaires situées dans l'espace des solutions. Cela permet une réduction du nombre de variables à contrôler pour réaliser la tâche. Des auteurs ont observé expérimentalement un autre aspect de l'UCM : la réduction de la variabilité aux moments et sur les dimensions pertinentes pour la réussite de tâche [Todorov et al. 2002]. La figure 2.6 (p.54) illustre la variabilité des trajectoires lors d'une tâche de pointage. Les auteurs remarquent que la variabilité de la trajectoire est minimale uniquement au moment où le sujet doit toucher la cible. Les trajectoires de l'effecteur réalisées entre les différentes cibles sont davantage variables car elles n'interviennent pas directement dans la réussite de la tâche. Dans cet article, Todorov et al. expliquent l'UCM par un principe d'intervention minimum. En effet, il semblerait que lorsque la variabilité du système sensorimoteur n'interfère pas avec l'objectif de la tâche, le SNC n'intervient pas pour la contrôler. Compte tenu de ces constats, un exosquelette d'assistance dont les trajectoires seraient par exemple trop stéréotypées et trop peu variables pourrait aller à l'encontre de ce principe et par conséquent, diminuer son acceptabilité par les utilisateurs.

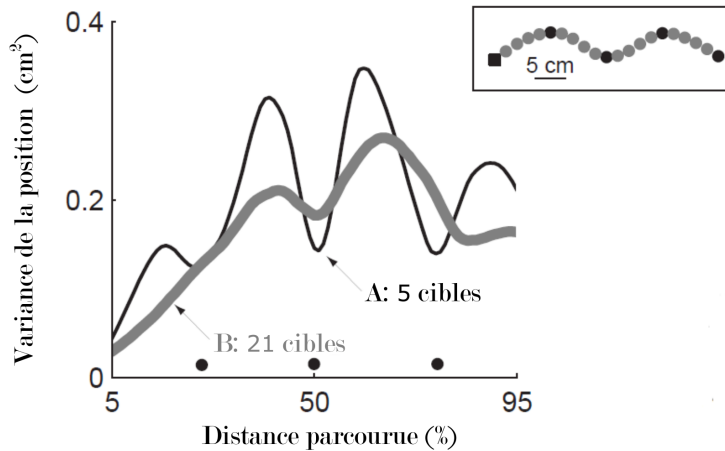


FIGURE 2.6 – *Réduction de la variabilité pertinente pour une tâche donnée*

Les participants doivent réaliser une tâche de pointage selon deux conditions : avec des cibles espacées (A, en noir sur la figure) ou des cibles plus nombreuses et plus rapprochées (B, en gris sur la figure). Dans la condition B, la trajectoire est donc davantage contrainte. Le résultat principal est que dans le cas où la trajectoire n'est pas contrainte entre les cibles (condition A), la variabilité de la trajectoire est plus importante. La variabilité des trajectoires est réduite uniquement lorsque cela est nécessaire à la réalisation de la tâche. Traduit de [Todorov et al. 2002]

Sur des échelles de temps plus importantes, la variabilité intra-individuelle peut également être alimentée par d'autres phénomènes. En effet, des variations importantes des caractéristiques simples du mouvement comme sa durée ou sa vitesse ont été observées au cours de la journée [Gueugneau et al. 2010]. L'influence des rythmes circadiens ou de l'état de fatigue peuvent expliquer de telles observations. De plus, le contexte d'une situation peut également avoir un impact sur le mouvement. Un individu va par exemple augmenter sa vitesse de marche s'il est en retard. Ainsi, l'état émotionnel semble également pouvoir induire des changements sur la façon dont un individu bouge et notamment sa vitesse de mouvement [Hälbjg et al. 2011]. Enfin, les changements morphologiques qui accompagnent entre autre la croissance d'un individu et les interactions avec l'environnement sont autant de facteurs qui vont changer la dynamique du corps d'un individu, et par conséquent changer la relation entre la commande motrice et le mouvement résultant.

Ensuite, il existe aussi une importante variabilité inter-individuelle. En effet, chaque individu possède des propriétés anthropométriques (e.g. poids, taille) différentes. Cela implique des différences quant aux masses mises en jeu dans les mouvements, aux longueurs des segments, à la forme et la puissance des muscles etc. Ainsi, les processus qui mènent de la commande motrice à la production d'un mouvement sont spécifiques à chaque individu. Par exemple, si la forme générale de la dynamique du squelette (voir équation 2.2, p.49) est com-

mune, la valeur des paramètres est dépendante des caractéristiques anthropométriques des individus. Les habilités motrices, les capacités de perception et d'interaction avec l'environnement sont également différentes d'un individu à l'autre. Des différences inter-individuelles en terme de vigueur ont par exemple été remarquées sur de la marche, des mouvements du membre supérieur et des yeux [Choi et al. 2014; Labaune et al. 2020]. La vigueur est définie dans ces articles à partir des relations entre la vitesse d'un mouvement et son amplitude. Ces variabilités inter-individuelles ne semblent pas être expliquées par des variables anthropométriques mais plutôt par des caractères psychologiques [Berret et al. 2018]. De plus, des différences inter-individuelles interviennent aussi au niveau des capacités d'apprentissage et d'adaptation à de nouvelles situations.

Dans l'ensemble, les variabilités inter et intra-individuelles sont des considérations particulièrement importantes à prendre en compte dans le cadre de l'IHE. En effet, cela signifie que, non seulement les bénéfices apportés par un exosquelette ne seront pas nécessairement transférables d'un utilisateur à un autre, mais aussi qu'ils peuvent varier au cours de la vie d'une personne sur des échelles de temps plus ou moins longues.

2.2.3 Approche computationnelle pour le contrôle du mouvement

L'approche computationnelle propose d'étudier les phénomènes qui interviennent dans le contrôle moteur humain comme des systèmes. Les systèmes sont des processus par lesquels une sortie (*output*) est produite à partir d'une entrée (*input*) spécifique. Ce type d'approche permet de décrire les processus à l'œuvre en réduisant la complexité sous-jacente des systèmes étudiés. Les modélisations du système musculo-squelettique présentées précédemment (voir sous-section 2.1.2, p.45) en sont un exemple. Ici, l'idée est d'utiliser cette approche pour étudier d'un point de vue macroscopique les grandes fonctions qui permettent le contrôle du mouvement. Wolpert [1997] décrit quatre grandes fonctions : l'estimation de l'état, la prédiction, la planification, et l'apprentissage moteur. Au travers de ces quatre fonctions, il est possible d'aborder différents problèmes que doit résoudre le cerveau pour contrôler le mouvement.

Pour réaliser un mouvement, le SNC doit avoir une information sur l'état actuel du système sensorimoteur. Les variables qui définissent l'état d'un système sont appelées les variables d'état. Les variables d'état du système musculo-squelettique peuvent être par exemple la position de la main dans l'espace, la position angulaire de chacune des articulations ou la longueur d'étirement de chacun des muscles. Cependant, le SNC ne possède pas de mesure directe de ces informations. Les informations sensorielles (e.g. vision, proprioception, etc.) qu'il reçoit sont des fonctions de ces variables d'état et doivent donc être converties pour obtenir les mesures réelles. De plus, les informations sensorielles parviennent au cerveau avec

une certaine latence à cause du temps de transmission des informations dans les nerfs. Le temps de transmission dépend en grande partie de la conductivité des axones et de la distance que l'information doit parcourir. Il peut varier entre 30 et 150 millisecondes selon les organes sensoriels [Miall et al. 1993; Rohde et al. 2016]. La présence de ce délai implique que la mesure de l'état du système est toujours en retard sur l'état réel du système. Cela peut compromettre le contrôle du mouvement en direct.

Dans leur revue de littérature, Shadmehr et al. [2010a] font une analogie des conséquences possibles de ce phénomène avec le réglage de la température d'une douche : en tournant le robinet, un individu souhaite augmenter la température de l'eau. L'action de tourner le robinet n'a pas d'effet immédiat sur la température de l'eau, cela peut prendre un certain temps avant que l'eau soit réellement plus chaude. En constatant que son action n'a pas d'effet, un individu naïf va continuer à tourner le robinet pour augmenter la température. Lorsque la température de l'eau commence réellement à augmenter, la valeur de consigne est déjà trop élevée et au bout d'un moment, l'eau sera trop chaude. L'individu va donc tourner le robinet dans l'autre sens afin de faire baisser la température, mais l'eau continue à être de plus en plus chaude. L'individu va donc encore tourner robinet pour faire baisser la température. Lorsque la température va réellement baisser, la température de consigne sera cette fois-ci trop basse. Afin de régler efficacement la température (i.e. contrôler efficacement le mouvement), il faut tourner le robinet (i.e. envoyer une commande motrice) et attendre de constater l'effet produit. Cette stratégie peut prendre du temps avant d'obtenir l'effet escompté. Une autre solution est d'avoir une bonne idée (i.e. un modèle) de comment la température de l'eau va réagir aux actions sur le robinet. Pour le contrôle du mouvement, le SNC doit savoir à l'avance comment le système moteur va répondre aux commandes motrices dans le but d'anticiper les mouvements et les retours sensoriels.

La prédiction consiste pour le SNC à prédire les conséquences des actions. Cela lui permet d'avoir une estimation de l'état du système sensorimoteur et de prévoir les conséquences sensorielles d'un mouvement [Wolpert et al. 2001]. Lorsque le cerveau envoie une commande motrice aux muscles, il envoie également une copie de cette commande (*efference copy* dans la littérature) à une zone du cerveau chargée de simuler l'action produite et les retours sensoriels probables. Le cervelet semble jouer un rôle important dans cette fonction [Miall et al. 1993; Shadmehr et al. 2010a]. Le cervelet est capable de simuler la dynamique du corps grâce à un modèle interne. Il s'agit d'un modèle direct car il permet d'établir un lien direct entre une commande motrice et l'action produite. Ils permet aussi de prédire les retours sensoriels causés par l'action. Un des avantages majeurs de ce mécanisme de prédiction, est qu'il fournit au système sensorimoteur la capacité de discerner les retours sensoriels causés par ses propres mouvements de ceux causés par l'environnement. Ce mécanisme permet aussi de contrôler les mouvements sans attendre les retours sensoriels réels dont le délai peut

être important. Les ajustements posturaux anticipateurs en sont une bonne illustration. Par exemple, lorsqu'un individu lève le bras devant lui, son centre de masse se déplace vers l'avant. Bouisset et al. [1987] ont remarqué que des ajustements posturaux intervenaient avant la levée du bras afin de contrebalancer ses effets dynamiques et donc conserver l'équilibre. L'utilisation d'un modèle direct permettant l'anticipation des conséquences dynamiques des mouvements permet aussi de gérer la dynamique inter-segmentaire (voir équation 2.2, p.49) en direct [Kurtzer et al. 2008]. Toutefois, les prédictions du modèle ne sont pas parfaites, et surtout, elles ne peuvent pas toujours prédire précisément les perturbations issues de l'environnement. Les retours sensoriels réels (i.e. mesurés par les sens) sont donc nécessaires pour corriger les prédictions. En combinant les informations sensorielles réelles (i.e. mesurées) et les retour sensoriels prédits, le SNC est capable d'obtenir une estimation précise de l'état actuel du système [Körding et al. 2004]. La confrontation de l'état mesuré et de l'état prédit permet de réduire l'incertitude et d'améliorer l'estimation de l'état du système.

L'estimation de la position actuelle de la main est la première étape d'un mouvement volontaire simple comme attraper une tasse sur une table. Ensuite, le cerveau doit définir la trajectoire de la main pour l'amener vers la tasse. Il faut ensuite définir quelles configurations articulaires sont nécessaires, et quelles activations musculaires vont permettre de réaliser cette trajectoire. La planification motrice est le processus par lequel une commande motrice est établie à partir d'un mouvement ou un but désiré. Le modèle interne direct présenté précédemment permet de traduire une commande motrice en mouvement. La planification impose de se poser la question dans l'autre sens : étant donné un but ou un état désiré, quelles trajectoires ou activations musculaires peuvent permettre de l'atteindre ? Le SNC doit donc avoir à disposition un modèle interne capable de transformer un mouvement désiré (i.e. l'entrée) en une commande motrice (i.e. la sortie). Ce type de modèle est appelé un modèle inverse. Cependant la présence de redondance à tous les niveaux du système sensorimoteur offre une infinité de commandes motrices possibles pour produire un mouvement donné (voir sous-section 2.2.1, p.50). Les stratégies possibles pour choisir parmi un ensemble de solutions seront discutées dans la sous-section 2.3.6 (p.76). Comme pour le modèle direct, le modèle inverse sur lequel se base la planification du mouvement est susceptible d'être erroné ou imprécis. De plus, une même commande motrice peut avoir des conséquences différentes sur le système moteur. Par exemple, réaliser les mêmes activations musculaires ne va pas produire la même sortie motrice selon si un individu tient un objet ou non. Dans l'ensemble, les facteurs de variabilité intra-individuelle (voir sous-section 2.2.2, p.53) et les interactions avec l'environnement nécessitent une modification du modèle inverse pour planifier correctement le mouvement.

Les modèles internes décrits précédemment ne sont pas figés. Ils peuvent changer à mesure que les propriétés du système sensorimoteur changent (e.g. changement de morphologie, blessure, etc.) ou lors d'interactions avec l'environnement (e.g. manipulation d'objets). Ils ne sont toutefois pas capables de changer instantanément et ont besoin de temps et de répétition. Deux notions sont souvent utilisées pour nommer ces changements : l'apprentissage et l'adaptation. Dans le cadre du contrôle sensori-moteur, l'apprentissage désigne l'ensemble des processus qui permettent l'acquisition d'une nouvelle compétence motrice (*skill learning* dans la littérature). Il s'agit d'un processus qui permet notamment l'amélioration ou la création des modèles internes pour réduire la variabilité motrice, améliorer la précision des gestes ou la performance dans une tâche donnée [Sternad 2018]. Le processus d'apprentissage est souvent constitué d'une phase d'exploration des solutions, avec une rétention des solutions qui ont permis de réussir la tâche [Shmuelof et al. 2012]. L'apprentissage est également caractérisé par une stabilisation sur le long terme des nouveaux comportements acquis. La pratique d'un sport ou d'une activité motrice complexe comme la marche, le ski ou le vélo font par exemple intervenir des processus d'apprentissage. L'adaptation est un des nombreux processus pouvant intervenir pendant l'apprentissage. Elle est caractérisée par une réduction des erreurs de prédiction sensorielle (via le modèle direct) existantes lors de la confrontation avec une perturbation [Krakauer et al. 2011]. Il s'agit typiquement des stratégies motrices mises en place pour réagir à une perturbation, et revenir vers un état avant perturbation. Des précisions sur l'apprentissage et l'adaptation seront fournies dans la sous-section 2.3.3 (p.66). Dans les deux cas, la réduction des erreurs de prédiction permet à plus ou moins long terme de mettre à jour les modèles internes [Shadmehr et al. 2010a].

2.3 Principes fondamentaux du mouvement humain appliqué au membre supérieur

Des motoneurones aux muscles et aux segments, en passant par les organes sensoriels, le système sensorimoteur est composé d'un grand nombre d'éléments. La présence de variabilité et de redondance à toutes les échelles illustre sa complexité. Pourtant, les études expérimentales mettent aussi en lumière des caractéristiques invariantes, stéréotypées et relativement simples du mouvement humain. Ces invariants peuvent être identifiés comme des sortes de "lois du mouvement biologique". La littérature identifie des caractéristiques invariantes sur la cinématique et la dynamique des mouvements. Différentes approches ont tenté de décrire et expliquer comment le SNC parvenait à contrôler les mouvements. Parmi celles-ci, l'approche computationnelle est particulièrement convaincante. Elle propose d'étudier le système sensorimoteur à un niveau d'abstraction théorique qui permet de formaliser les calculs qu'il doit

réaliser pour fonctionner. Dans ce domaine, des modèles proposés permettent de reproduire l'invariance de certaines caractéristiques dans de nouveaux environnements (e.g. gravité altérée, champ de forces) et dans des conditions expérimentales variées (e.g. avec ou sans vision, différents segments corporels mis en jeux, etc.). Enfin, si l'approche computationnelle permet de répondre à la question "comment le SNC contrôle t-il le mouvement ?" la théorie du contrôle optimal permet quant à elle de répondre à la question "pourquoi le SNC contrôle t-il le mouvement de cette façon ?"

Au vu de la complexité du mouvement humain, les auteurs qui ont étudié les mouvements volontaires ont d'abord étudié des mouvements relativement simples avant de généraliser. De nombreuses études s'intéressent donc à des mouvements simples du membre supérieur, impliquant un ou deux degrés de liberté maximum, l'épaule et le coude en général. Afin d'induire des mouvements volontaires chez des individus, le paradigme classique est de demander aux participants d'effectuer des mouvements de pointage. Les participants doivent bouger leur membre supérieur pour amener leur effecteur terminal (e.g. la main ou le doigt) d'une cible vers une autre. Ce paradigme permet de provoquer des mouvements volontaires dirigés vers un but (*Goal-directed movement* dans la littérature). Cette catégorie de mouvements est largement étudiée car elle permet d'étudier la façon dont le SNC planifie et corrige le mouvement dans un cadre expérimental précis. C'est cette catégorie de mouvements qui sera traitée dans la suite de cette section. L'étude de ces mouvements est également pertinente dans le cadre de l'IHE. En effet, le premier chapitre de ce manuscrit a mis en lumière de nombreuses sources de perturbations potentielles lors du port d'un exosquelette. L'étude de mouvements simples et bien documentés dans la littérature est un moyen pour isoler ces perturbations, puis observer et comprendre leurs effets.

2.3.1 Caractéristiques cinématiques

La durée des mouvements est une caractéristique majeure d'une action volontaire. Les relations qui lient la durée et l'amplitude des mouvements ne sont pas nécessairement triviales. Elles peuvent tout d'abord être influencées par les contraintes associées à un mouvement. Les travaux de Fitts [Fitts 1954] font partie des premiers à établir une relation robuste entre le temps nécessaire pour réaliser un mouvement et les contraintes qui y sont associées. Le paradigme étudié consiste à pointer successivement, le plus rapidement et le plus précisément possible, deux cibles dont la distance et la taille varient. Cette expérience met en évidence que le temps de mouvement MT est fonction de la distance entre les cibles D ainsi que de leur largeur L . La fonction, connue comme la loi de Fitts est définie par l'équation suivante :

$$MT = a + b \log_2(2D/L) \quad (2.3)$$

Les constantes a et b doivent être déterminées par régression linéaire sur des données expérimentales. Ce qui est remarquable est que le temps de mouvement peut être prédit en connaissant l'indice de difficulté de la tâche $\log_2(2D/L)$. Si ces observations sont relatives au contexte précis de cette tâche (i.e. vitesse maximale et exigence de précision), elles illustrent toutefois qu'une relation robuste existe entre la durée (MT) et l'amplitude (D) d'un mouvement.

Des auteurs ont montrés plus tard que la loi de Fitts n'est pas valide pour des mouvements à vitesse naturelle [Young et al. 2009]. En effet, pour des indices de difficulté constante, la loi de Fitts prédit une augmentation de la vitesse du mouvement pour conserver une durée de mouvement constante. Certes, la vitesse moyenne et maximale d'un mouvement augmente avec l'amplitude [Paolo Viviani et al. 1995], et ce pour différentes consignes de vitesse [Soechting et al. 1981]. Mais d'autres études ont ensuite remarqué que la durée du mouvement augmentait aussi, malgré l'augmentation de la vitesse. Si cette caractéristique des mouvements montre une forte variabilité inter-individuelle (sous-section 2.2.2, p.53), il existe toutefois des relations affines robustes entre la durée et l'amplitude ainsi que entre la vitesse et l'amplitude chez tous les individus [Mazzoni et al. 2007; Choi et al. 2014; Berret et al. 2016]. La figure 2.7 (p.61) illustre ces propriétés. Sur la base de ces observations, il est donc possible de prédire la vitesse ou la durée du mouvement d'un individu en connaissant son amplitude.

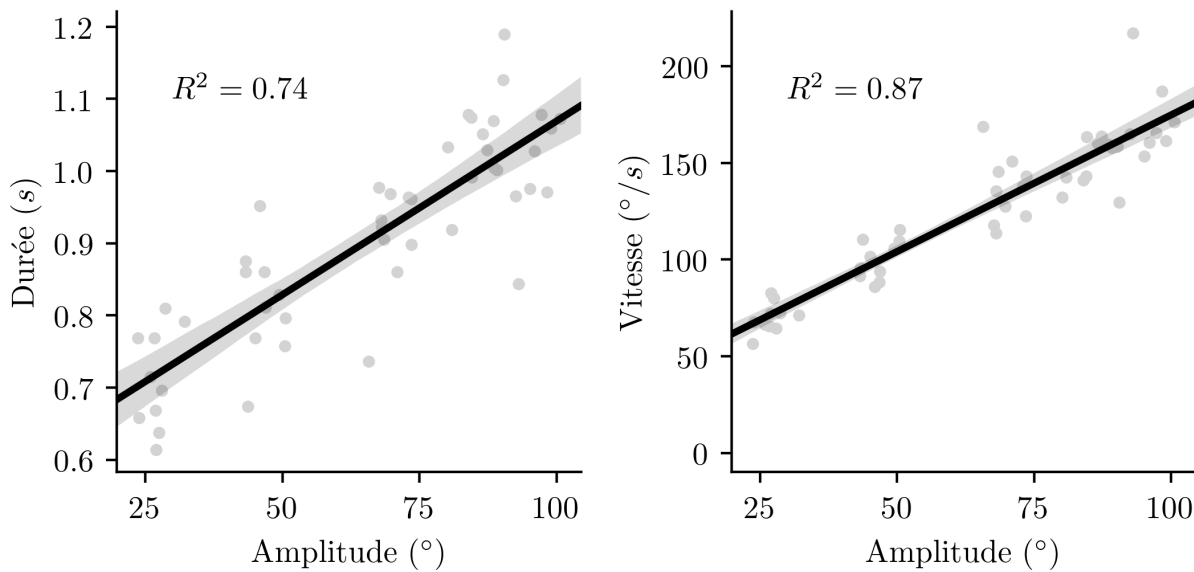


FIGURE 2.7 – **Relations amplitude/durée et amplitude/vitesse**

Les données présentées sont celles d'un seul participant lors d'une tâche de pointage impliquant des flexions du coude à vitesse naturelle. La vitesse représentée est la vitesse maximale atteinte au cours du mouvement. Chaque point représente un mouvement. Les droites (noir) sont obtenues par régression linéaire. Les données sont issues de nos expériences.

D'autres études se sont intéressées aux trajectoires des mouvements. Les mouvements volontaires non-contraints chez des individus sains ont pour caractéristique d'avoir des trajectoires cinématiques assez lisses. Par exemple, dans le plan horizontal, la trajectoire adoptée par la main pour aller d'une cible à une autre possède un profil de vitesse symétrique en forme de cloche (*bell-shaped* dans la littérature). Ces observations, illustrées sur la figure 2.8 (p.62) sont confirmées pour la trajectoire de l'effecteur [S. H. Brown et al. 1981 ; Morasso 1981 ; Soechting et al. 1981 ; Atkeson et al. 1985 ; Flash et al. 1985] ainsi que pour la trajectoire articulaire de mouvements à un degré de liberté [Bock 1992 ; Gaveau et al. 2014 ; Berret et al. 2018]. La symétrie du profil de vitesse signifie que la phase d'accélération est approximativement le miroir de la phase de décélération. Il est important de noter que ces caractéristiques de symétrie des profils de vitesse et d'accélération sont spécifiques au type de mouvement réalisé. Par exemple, lors de tâches de saisie d'objet, les profils de vitesse possèdent toujours un profil en cloche mais le temps de décélération est allongé proportionnellement à la durée totale du mouvement. Il s'agit d'une conséquence de la précision requise pour saisir l'objet car les individus ont besoin de ralentir plus tôt dans le mouvement [Marteniuk et al. 1987]. Le même phénomène est observé pour des tâches de pointage avec une forte contrainte de précision (e.g. tâche de Fitts). Dans ces situations les mouvements possèdent donc des profils de vitesse asymétriques liés à la précision.

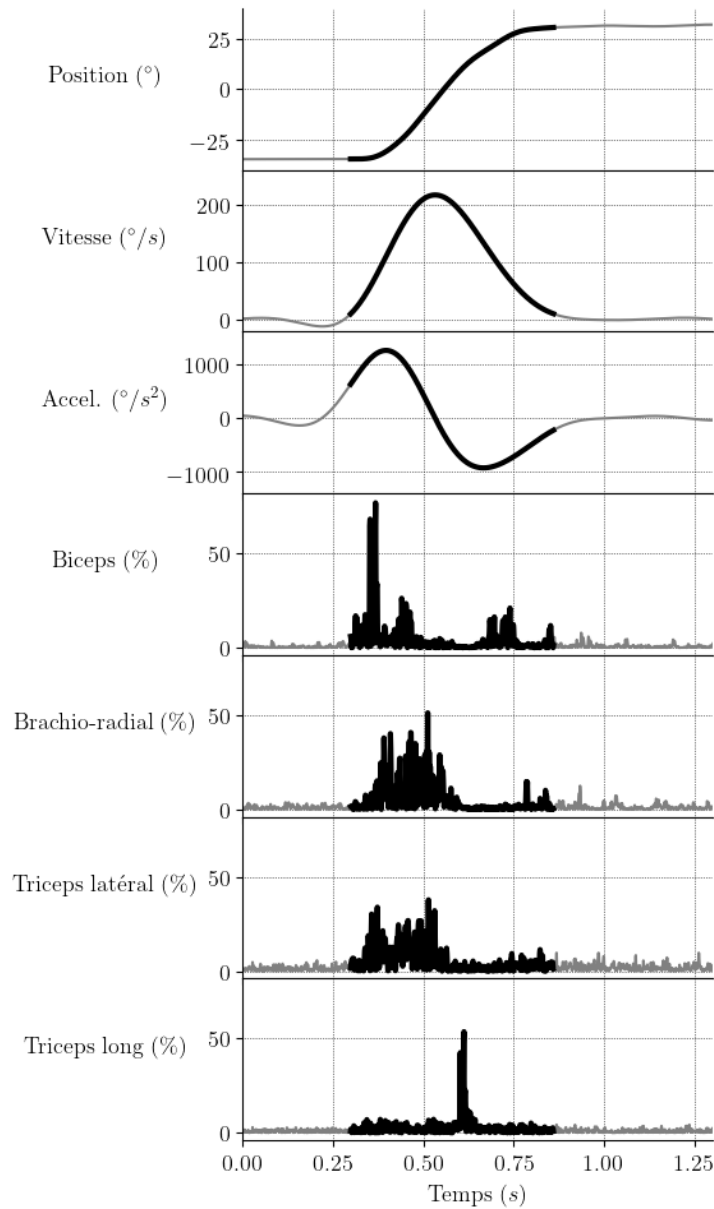


FIGURE 2.8 – *Cinématique et activations musculaires*

Les trajectoires cinématiques et les activations musculaires représentées ont été obtenues au cours d'un mouvement de flexion du coude lors d'une tâche de pointage à vitesse naturelle. Le profil de vitesse symétrique en forme de cloche observé est caractéristique de ce type de mouvement. Les patterns d'activation musculaire sont également caractéristiques d'un pattern triphasique et permettent d'expliquer l'évolution de l'accélération. Les données sont issues de nos expériences.

La forme du profil de vitesse est également définie par son aplatissement. A vitesse naturelle, le rapport entre la vitesse maximale atteinte au cours du mouvement et la vitesse moyenne est constant au travers des individus et des mouvements [Soechting 1984]. Pour des mouvements de pointage dans le plan horizontal, des rapports de 1.87 ± 0.03 sont communément trouvés [Gentili et al. 2007]. La forme générale du profil de vitesse (i.e. symétrie et

aplatissement) est également invariante par rapport aux amplitudes des mouvements [Atkeson et al. 1985]. La forme générale du profil de vitesse est aussi conservée lors de mouvements réalisés avec un poids [Bock 1990]. Certes, dans ces situations la vitesse et la durée des mouvements varient, mais le profil de vitesse normalisé reste invariant.

Les mouvements de pointage sont aussi souvent caractérisés par la présence de sous-mouvements (*sub-movement* dans la littérature). Il s'agit de mouvements correctifs subséquents au mouvement principal. Par exemple, il arrive que les participants dépassent légèrement une cible lors du pointage. Ils effectuent alors un mouvement dans le sens opposé au premier mouvement pour arriver sur la cible. Cette situation est appelée un *overshoot*. Il arrive aussi que le premier mouvement d'un participant ne parvienne pas jusqu'à la cible. Celui-ci doit alors produire un autre mouvement dans le même sens que le mouvement principal, pour arriver sur la cible. Cette situation est appelée un *undershoot*. Dans le cas de mouvements de pointage à vitesse rapide, les *overshoot* représentent la grande majorité des sous-mouvements [Fradet et al. 2008]. La vitesse et la précision requises pour les mouvements sont d'ailleurs des facteurs déterminants de l'occurrence des sous-mouvements [Wisleder et al. 2007].

D'autres caractéristiques invariantes de la cinématique des mouvements existent. Par exemple, le chemin suivi par la main lors de mouvements de saisie ou de pointage non contraints, impliquant au moins deux degrés de liberté, est lisse et quasiment rectiligne chez des individus sains [Morasso 1981 ; Soechting et al. 1981 ; Abend et al. 1982]. La trajectoire de la main semble en effet prendre le chemin le plus court pour aller d'un point à un autre. Toutefois, l'absence de cette caractéristique chez certains individus atteints de déficit moteur montre que ce n'est pas une caractéristique triviale [Smith et al. 2000]. En présence de contraintes impliquant des trajectoires courbées de l'effecteur, d'autres invariants sont observables. Par exemple, les mouvements de la pointe d'un crayon lors de l'écriture ou du dessin montrent l'existence d'une relation robuste entre la vitesse tangentielle instantanée de la pointe du crayon et la forme géométrique de sa trajectoire [Lacquaniti et al. 1983 ; Viviani et al. 1983]. Cette relation est connue sous le nom de la loi de puissance 2/3 car elle peut être formulée mathématiquement comme une relation entre la vitesse angulaire ($A = V/R$, avec V la vitesse tangentielle et R le rayon de courbure) et la courbe tracée ($C = 1/R$) : $A = k.C^{2/3}$.

2.3.2 Caractéristiques dynamiques

La forme générale de la dynamique d'une chaîne articulée de corps rigides est décrite dans l'équation 2.2 (p.49). Dans cette équation, on observe que les couples aux articulations

(τ) sont liés aux couples gravitaires, aux couples d'interaction et aux couples inertiels. Les muscles peuvent également appliquer un couple net aux articulations afin de contrôler la dynamique, provoquer des accélérations et donc les mouvements. La cinématique observée lors d'un mouvement non contraint est donc la conséquence des activations musculaires. Lors d'un mouvement rapide de flexion du coude par exemple, un pattern d'activation musculaire triphasique typique est observé (voir figure 2.8, p.62). Le biceps (muscle agoniste) se contracte afin de provoquer une accélération angulaire au niveau du coude. Ensuite le triceps (muscle antagoniste) se contracte pour ralentir et arrêter le mouvement pendant que le biceps est relâché. Enfin la co-contraction du biceps et triceps permet de stabiliser l'avant bras sur la cible [Gribble 2003]. Les trois phases décrites sont observables notamment lorsque le mouvement est assez rapide et donc que l'accélération et la décélération du mouvement sont assez violentes pour provoquer des bouffées musculaires remarquables. S. H. Brown et al. [1981] ont par exemple montré la présence d'un pattern triphasique sous différentes conditions de vitesse et différentes amplitudes de mouvements. Leur expérience consistait à réaliser des mouvements de flexion et extension du coude de 16, 32, 48 et 64 degrés dans le plan horizontal. Trois consignes de vitesse étaient données aux participants : réaliser des mouvements précis (*accuracy*), le plus rapidement possible (*as fast as possible*) et rapide et précis (*fast and accurately*). Malgré des modulations de l'amplitude des bouffées musculaires, le pattern triphasique était identifié dans toutes les situations.

De plus, la gravité présente sur terre affecte la dynamique des mouvements. Le SNC doit intégrer sa présence pour la planification et le contrôle des mouvements. De nombreux principes du mouvement ont été identifiés pour des mouvements dans le plan horizontal et la plupart sont toujours présents lorsque les mouvements sont réalisés en 3D, intégrant la dimension verticale [Atkeson et al. 1985]. Toutefois, plusieurs auteurs ont remarqué que la présence de la gravité avait un impact sur les mouvements [Berret et al. 2008 ; Gaveau et al. 2014]. En effet, lors d'un mouvement vers le haut, le temps d'accélération est plus faible que le temps de décélération. Inversement, lors d'un mouvement dirigé vers le bas, le temps d'accélération est plus élevé que le temps de décélération [Papaxanthis et al. 1998b]. La conséquence est que, pour des mouvements réalisés dans le plan vertical, il existe une asymétrie entre le profil de vitesse d'un mouvement vers le haut et le profil de vitesse d'un mouvement vers le bas (voir figure 2.9, p.65). Il est possible d'estimer les asymétries directionnelles des profils de vitesse en calculant la différence du temps d'accélération entre des mouvements vers le haut et des mouvements vers le bas. Les asymétries classiques identifiées dans la littérature sont de l'ordre de $7\% \pm 2\%$ pour des mouvements de rotation autour de l'épaule dans le plan sagittal [Gentili et al. 2007]. Cela signifie que lors d'un mouvement vers le bas, le pic de vitesse du mouvement (i.e. le temps d'accélération) intervient plus tard que lors d'un mouvement vers le haut. Ce retard est d'environ 7% du temps de mouvement total. Les profils d'accélération

sont également affectés par la direction des mouvements. Le pic d'accélération intervient lui aussi plus tôt pour un mouvement vers le haut que pour un mouvement vers le bas [Gaveau et al. 2014].

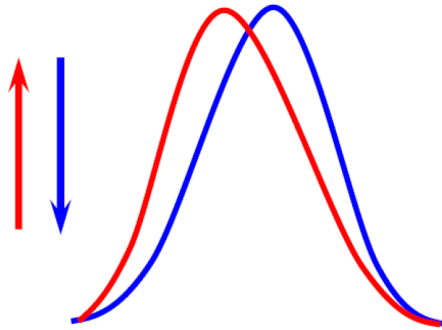


FIGURE 2.9 – *Asymétries directionnelles des profils de vitesse*

La vitesse des mouvements est représentée en fonction du temps. Le pic de vitesse intervient plus tôt pour des mouvements vers le haut (courbe rouge) que pour des mouvements vers le bas (courbe bleue). Autrement dit, le temps d'accélération est, proportionnellement à la durée du mouvement, plus court pour un mouvement vers le haut que pour un mouvement vers le bas.

La présence de ces asymétries entre les mouvements vers le haut et vers le bas trouve son origine au niveau des activations musculaires responsables du mouvement. Par exemple, lors d'une tâche de pointage impliquant uniquement des flexions et extensions du coude dans le plan vertical, les patterns d'activation musculaire classiques sont légèrement modifiés en rapport avec la présence du champ gravitaire. La composante de l'activité musculaire qui permet de lutter contre la gravité est appelée la composante tonique. Le reste de l'activité musculaire est destiné à produire des forces inertielles (i.e. produisant des accélérations) et est appelée la composante phasique du signal électromyographique (EMG) [Olesh et al. 2017 ; Gaveau et al. 2021].

Lors d'un mouvement vers le haut (i.e flexion du coude), la gravité travaille contre le muscle agoniste (i.e biceps) et avec le muscle antagoniste (i.e triceps). Par conséquent, la phase d'accélération demande une plus grande activation musculaire du biceps car l'activité phasique du biceps s'ajoute à son activité tonique. En revanche la phase de décélération est assistée par l'action de la gravité et une simple diminution de l'activité tonique du biceps permet de ralentir le mouvement. Pour des mouvements impliquant une inertie importante (e.g. rapide ou avec une masse), une activité phasique du triceps peut être nécessaire pour ralentir et stopper le mouvement.

A l'inverse, lors d'un mouvement vers le bas, la gravité agit dans le même sens que le muscle agoniste (i.e triceps) et l'arrêt de l'activité tonique du biceps (i.e. désactivation) suffit à accélérer l'avant-bras vers le bas. Dans le cas d'un mouvement rapide, l'activité phasique du

triceps peut être observée pour accélérer davantage le mouvement. En revanche, au moment de la décélération du mouvement, le muscle antagoniste (i.e. biceps) s’active à la fois pour ralentir le mouvement (i.e. activité phasique) et pour lutter contre la gravité (i.e. activité tonique).

2.3.3 Adaptations sensorimotrices

De manière générale pour tester comment le SNC contrôle les mouvements, une approche courante consiste à perturber le système sensorimoteur et étudier comment il réagit. Cet aspect est particulièrement important dans le cas des exosquelettes car ils induisent des perturbations par la transmission d’efforts. De nombreuses études en contrôle moteur ont étudié les adaptations du comportement moteur et de ses caractéristiques face à une perturbation. Le paradigme classique consiste à induire en erreur la prédiction sensorielle du SNC (i.e. modèle direct). Par exemple, au cours d’un mouvement de pointage, il est possible de perturber le mouvement en appliquant une force à l’aide d’un robot manipulandum. En utilisant ce paradigme, les travaux de Shadmehr et al. [1994] ont montré que lors de l’exposition à des champs de forces visqueux (i.e. dépendant de la vitesse) orthogonaux au mouvement, les premiers mouvements réalisés par les participants présentent une trajectoire déviée dans le sens de la perturbation. L’analyse des profils de vitesse révèlent la présence de deux pics de vitesse. Le premier pic est représentatif du mouvement planifié sans tenir compte du champ de force. Le second pic est associé au mouvement de correction réalisé pour atteindre la cible. A force de pratique, les participants ont tendance à progressivement s’adapter en revenant vers des mouvements dont les caractéristiques cinématiques sont proches de ceux réalisés sans perturbations (i.e. profil de vitesse symétrique en cloche et trajectoire de la main rectiligne). Un comportement quasi-identique à celui avant perturbation est atteint au bout de 100 essais environ.

Cette première observation tend à montrer que le modèle inverse utilisé dans la planification motrice est un modèle cinématique inverse. Autrement dit, le cerveau choisit des activations musculaires pour respecter une certaine cinématique. Ces conclusions sont soutenues par des études plus récentes étudiant des champs de forces inertiels (i.e. dépendant de l’accélération) [Mistry et al. 2013]. Dans ce type d’expérience, lorsque le champ de force est retiré, les premiers mouvements présentent une trajectoire déviée dans le sens opposé à la perturbation. La présence de cet effet post-perturbation (*after-effect* dans la littérature) montre la présence d’un temps de dé-adaptation à la perturbation. Shadmehr et al. [1994] remarquent également que les *after-effects* sont présents même dans des zones qui ne sont pas explorées avec le champ de forces pendant l’expérience. Ils suggèrent donc que pour pouvoir en compenser les effets, les participants créent un modèle du champ de forces et l’intègrent dans la planification motrice.

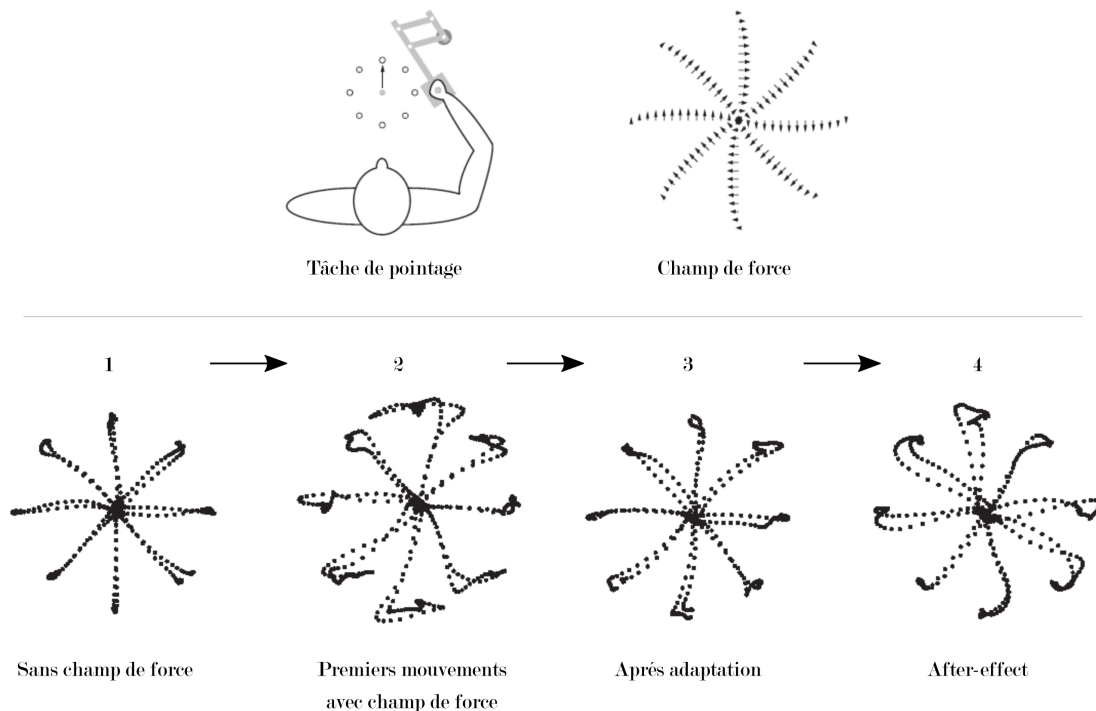


FIGURE 2.10 – **Paradigme classique d’adaptation à un champ de forces**
 La tâche consiste à pointer des cibles disposées en cercle autour d’un point de départ en tenant la poignée d’un robot manipulandum (étape 1). Ensuite, le robot induit un champ de forces visqueux (i.e. dépendant de la vitesse) orthogonal au mouvement (étape 2). Le participant doit continuer à pointer le plus précisément possible les cibles. A force de répétitions, il parvient à compenser le champ de forces pour réaliser efficacement le mouvement (étape 3). Enfin le robot arrête de produire le champ de forces (étape 4). Le participant bouge comme si un champ de forces opposé était appliqué (after-effects). Adapté de [Krakauer et al. 2019].

Dans l’expérience illustrée sur la figure 2.10, les perturbations induites par le robot manipulandum appliquaient une force grâce à un contact avec la main des participants. D’autres auteurs ont étudié les effets de perturbations dynamiques du même type, mais induites sans contact. Lackner et al. [1994] ont demandé à des participants de réaliser une tâche de pointage dans une pièce en rotation. La présence de forces de Coriolis due à la rotation de la pièce induisait une perturbation dynamique dépendante de la vitesse de déplacement du bras et donc comparable avec un champ de force visqueux induit par un robot manipulandum. Lors des premiers mouvements, une déviation de la trajectoire de la main dans le sens de la perturbation est observée. En revanche, avec moins de 30 essais, les participants sont capables de revenir vers des trajectoires rectilignes avec une précision de pointage égale à celle avant la perturbation (voir figure 2.11a, p.68), soit environ 40 essais de moins que lors de la présence d’un robot. Les résultats montrent également la présence d’after-effect. La différence de vitesse d’adaptation entre l’étude avec le robot manipulandum et l’étude avec la pièce en rotation s’explique par la présence de contact ou non pour l’application de la force. En effet,

le simple contact avec une surface peut changer les stratégies de contrôle des mouvements [Desmurget et al. 1997]. Une observation intéressante réalisée lors d’une expérience avec robot manipulandum est l’absence totale d’*after-effect* si les participants réalisent des mouvements sans robot après l’adaptation [Lackner et al. 2005]. Cela signifie que les adaptations au champ de forces sont associées au contact avec le robot manipulandum. De plus, il semblerait que l’intégration de forces avec contact et de forces sans contact dans la planification des mouvements ne suive pas exactement les mêmes processus.

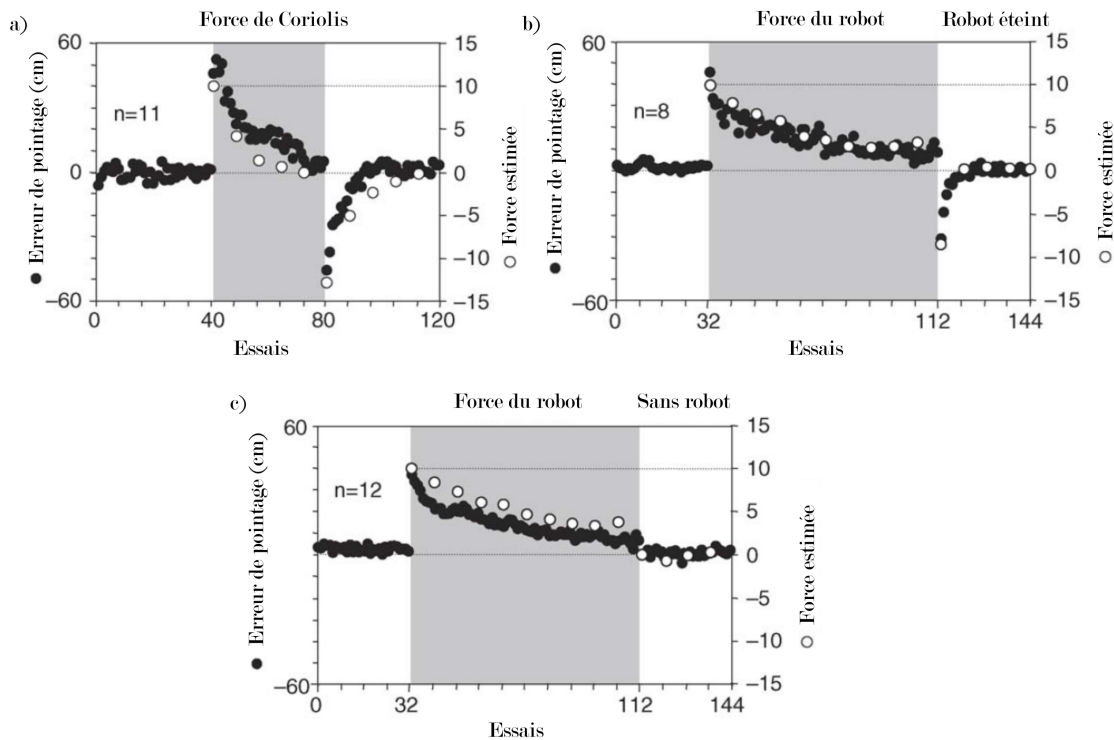


FIGURE 2.11 – *Effet du contact sur l’adaptation à un champ de forces visqueux orthogonal au mouvement*

a) Lorsque la perturbation est induite sans contact (force de Coriolis), l’adaptation est assez rapide (environ 30 essais) et la dé-adaptation (*after-effect*) est de la même durée. **b)** Lorsque la perturbation est induite avec contact (force du robot), l’adaptation est plus lente (environ 80 essais) mais la dé-adaptation est plus rapide. **c)** Le phénomène d’*after-effect* n’est plus présent lorsque le contact avec le robot est retiré en même temps que la perturbation. Traduit de [Lackner et al. 2005].

Des études plus récentes utilisant le même paradigme ont permis de préciser les mécanismes intervenant au cours de ces adaptations. Il semblerait que l’adaptation puisse être décrite par deux sous-processus. L’un de ces processus permet une réduction rapide de l’erreur de prédiction du modèle direct, mais possède une faible capacité de rétention. L’autre processus répond plus lentement aux erreurs de prédiction, en revanche, sa capacité de rétention est bien meilleure [Smith et al. 2006]. Une des interprétations que font les auteurs est que le second processus est davantage un processus d’apprentissage que d’adaptation. Ainsi, même

à court terme (environ 100 mouvements), l'apprentissage intervient dans la réponse motrice à un champ de forces.

D'autres phénomènes observés comme les interférences antérogrades (*anterograde interference* dans la littérature) ou le ré-apprentissage rapide viennent confirmer cette hypothèse [Krakauer et al. 2011]. L'interférence antérograde est un phénomène bien illustré dans l'expérience proposée par Sing et al. [2010]. Dans cette expérience, les auteurs exposent les participants à un champ de forces pendant un certain temps, et ensuite à un champ de forces de même type mais de sens opposé. Les résultats montrent que l'adaptation au premier champ de force induit une adaptation plus lente au second champ de forces. Ces résultats sont d'ailleurs cohérents avec le phénomène d'*after-effect*. En effet, la suppression du premier champ de forces agit comme une perturbation qui vient s'ajouter à la perturbation induite par le champ de forces opposé. De plus, plus le nombre d'essais réalisés avec le premier champ de forces est élevé, plus l'adaptation au champ de forces opposé est lente. Cela s'explique par le fait que le processus lent a plus de temps pour être entraîné, et comme il possède une bonne rétention, il va davantage influencer la réponse au second champ de forces. Le ré-apprentissage rapide est exprimé par le fait de s'adapter plus rapidement à un champ de forces déjà expérimenté [Smith et al. 2006]. Il est également une manifestation de la présence du processus lent avec une bonne rétention.

Le phénomène de consolidation est lié à celui de l'interférence antérograde. La consolidation est une phase pendant laquelle la tâche motrice qui vient d'être pratiquée est consolidée en mémoire. Le fait de pratiquer à nouveau la même tâche va permettre de réapprendre (*relearning* dans la littérature) plus rapidement cette tâche. Toutefois, pendant la phase de rétention, la pratique d'une autre tâche motrice peut venir perturber la rétention de la première tâche [Brashers-Krug et al. 1996]. Dans ce cas il y a donc une interférence entre les deux tâches et certains auteurs définissent donc la consolidation comme une résistance à l'interférence antérograde [Krakauer 2005]. En cherchant à lier ces observations avec l'activité des zones cérébrales, des auteurs ont montré que le cortex moteur primaire était impliqué dans le processus de consolidation [Reis et al. 2009]. D'autres études confirment l'implication du cortex moteur primaire pour la consolidation des mouvements balistiques, mais observent une implication moins importante pour des mouvements réalisés dans un champ de forces [Baraduc et al. 2004]. L'étude menée par Krakauer [2005] montre que la présence de consolidation est influencée par le nombre de répétitions réalisées dans une tâche, le temps qui sépare les tâches successives ainsi que la présence de sessions sans perturbation entre les tâches. Leurs résultats semblent montrer que la consolidation est un phénomène assez sensible. De plus, l'effet positif de la consolidation sur la vitesse de ré-apprentissage semble être limité au delà de 24 à 48 heures. Les implications de ce type de phénomènes au cours de l'IHE peuvent être importantes. Par exemple, il est possible qu'il y ait des influences réciproques et des in-

terférences entre les différentes activités auxquelles peut être confronté un travailleur équipé d'un exosquelette. L'étude et la prise en compte de ces phénomènes pourraient permettre d'éviter des conséquences contre productives, ou, dans le meilleur des cas, de les utiliser pour favoriser la vitesse d'adaptation et les effets bénéfiques de l'exosquelette.

Les situations expérimentales présentées précédemment permettent d'obtenir une vision basique des processus intervenant dans l'adaptation et l'apprentissage moteur. Cependant, d'autres phénomènes observés dans différentes études montrent que des processus plus complexes peuvent être impliqués. Par exemple, en induisant un biais visuomoteur sur l'orientation de la main (i.e différence entre l'orientation réelle et celle affichée sur un écran) et en informant explicitement les participants de ce biais, Mazzoni [2006] a remarqué un comportement surprenant. Les participants informés de la perturbation sont capables de corriger quasi-immédiatement la direction du pointage en tenant compte du biais et donc de réussir la tâche de pointage avec une erreur faible. Cependant, la répétition des essais montre que les participants ont tendance à progressivement augmenter leur erreur. Les participants non informés de la présence de la perturbation montrent eux une courbe d'adaptation classique vers une réduction de l'erreur de pointage. De manière surprenante, la courbe des participants informés explicitement de la perturbation et celle des participants non-informés évoluent exactement au même rythme. Mais d'un côté, l'erreur de pointage augmente au fil des essais alors que de l'autre, elle diminue (voir figure 2.12, p.71).

Ces résultats montrent deux choses. Premièrement, ils apportent une confirmation sur le fait que l'adaptation suite à une perturbation est bien un processus qui consiste à réduire l'erreur d'une prédiction sensorielle. En effet, même dans le cas où la tâche est réussie sur les premiers essais grâce à la connaissance du biais visuomoteur, les participants mettent à jour leur modèle direct, essais après essais, pour résoudre la différence entre la conséquence perçue et la conséquence prédite d'une action motrice [Mazzoni 2006]. Deuxièmement, cette expérience montre que des informations explicites sur une tâche peuvent changer les effets d'une adaptation dans un sens qui n'est pas trivial. Il s'agit d'un exemple de situation où des processus cognitifs supérieurs peuvent influencer des fonctions de contrôle du mouvement de plus bas niveau.

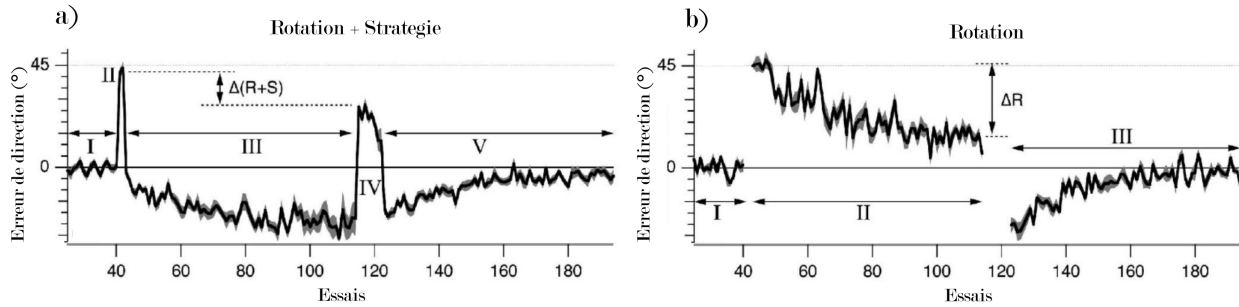


FIGURE 2.12 – *Effet d’une information explicite sur les processus d’adaptation*

La tâche consiste à pointer un curseur en direction d’une cible. La perturbation induite est un décalage de 45° entre l’orientation de la main et du curseur. **a)** La phase I est une familiarisation avec la tâche. La phase II est le moment où la perturbation est induite. Phase III : les participants sont informés de la stratégie à adopter pour réussir la tâche (i.e. pointer la cible adjacente à la cible réellement visée). Ils parviennent dès les premiers essais à réaliser la tâche, mais leur erreur augmente progressivement. La perturbation est ensuite retirée (phase IV) et les participants doivent arrêter d’utiliser la stratégie (phase V). **b)** Aucune information sur la perturbation et sur la stratégie à adopter n’est donnée aux participants, la courbe d’adaptation suit un processus d’adaptation classique, l’erreur diminue progressivement. Les phases I, II et III correspondent respectivement aux phases de familiarisation, d’exposition à la perturbation et de retrait de la perturbation. (Issue de Mazzoni 2006)

Il semblerait que l’adaptation soit également influencée par la présence de bruit et d’incertitude dans le système sensorimoteur. En effet, la connaissance de l’état du système sensorimoteur par le SNC est une estimation basée sur une combinaison de l’état mesuré et de l’état prédit via le modèle direct (voir sous-section 2.2.3, p.55). De nombreuses études tendent à montrer que la combinaison de ces informations est réalisée en attribuant un poids à chacune de ces sources d’informations. Le poids donné aux sources d’informations serait proportionnel à la confiance que le cerveau a dans ces sources d’information [Körding et al. 2004]. Cette théorie est celle de l’intégration Bayésienne de l’information. Dans ce cadre, des auteurs ont montré que la présence d’incertitude au niveau des retours sensoriels pouvait augmenter la vitesse d’adaptation dans une tâche de pointage avec un biais visuomoteur [Wei 2010]. L’explication est que, comme la confiance dans les retours sensoriels est diminuée, le cerveau fait davantage confiance à l’état estimé via le modèle direct (i.e. les connaissances a priori sur le système sensorimoteur). Par conséquent les corrections apportées au modèle direct pour réduire les erreurs de prédiction vont davantage être prises en compte par le SNC. Cependant, l’hypothèse d’un ralentissement de l’adaptation pourrait également être proposée. En effet, comme la mise à jour du modèle direct est réalisée sur la base de l’erreur entre l’état prédit par le modèle direct et les retours sensoriels, une moindre confiance dans les retours sensoriels pourrait mener à une moindre confiance dans l’erreur.

Dans l'ensemble, le changement de comportement suite à une perturbation implique de nombreux processus à court, moyen et long terme, dont certains peuvent être influencés par des actions passées, des informations explicites ou la présence d'incertitudes. Dans leur revue de littérature, Krakauer et al. [2011] alertent sur le fait que "l'ensemble du cerveau intervient dans l'expérience", même sur des tâches d'adaptation simples et classiques. Les comportements qui font suite à une perturbation sont en réalité le fruit de l'interaction entre l'adaptation, la plasticité cérébrale [Butefisch et al. 2000] et l'apprentissage d'habiletés motrices. Les auteurs proposent une vue d'ensemble de ces processus et les regroupent sous le nom d'apprentissages sensorimoteurs (voir figure 2.13, p.72).

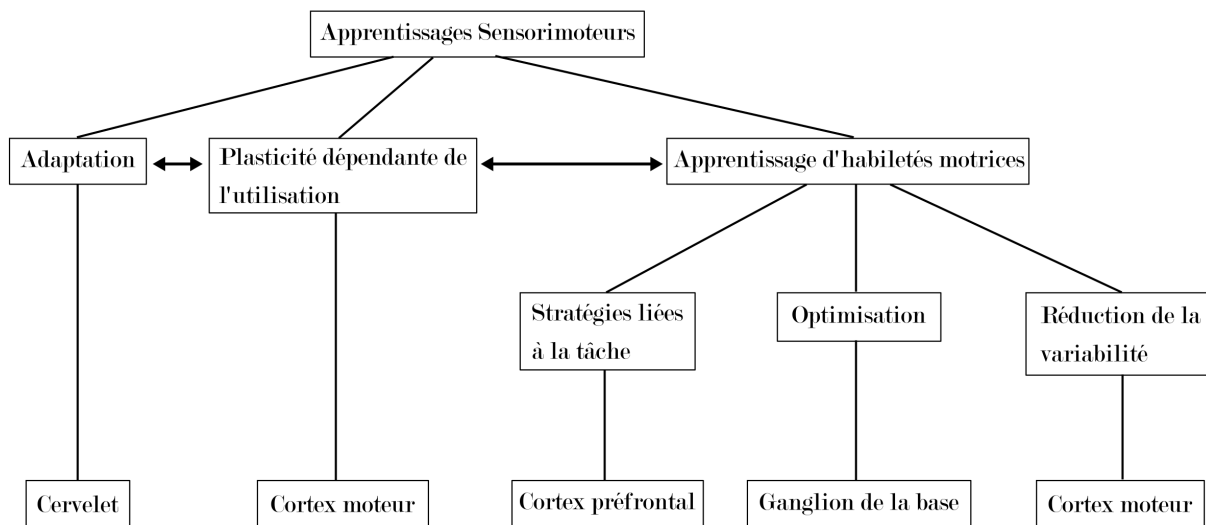


FIGURE 2.13 – *Apprentissages sensorimoteurs.*

Le schéma propose une classification des différents processus intervenant dans les apprentissages sensorimoteur ainsi que leurs liens avec les structures cérébrales. Traduit de [Krakauer et al. 2011].

2.3.4 Apprentissage paramétrique et apprentissage structurel

Il existe une autre sémantique pour parler de ces changements de comportement en réaction au changement de l'environnement ou de la tâche à réaliser. Des auteurs parlent d'apprentissage paramétrique (*parametric learning*) et d'apprentissage structurel (*structural learning*) [Braun et al. 2009 ; Wolpert et al. 2010 ; Ingram et al. 2011]. L'apprentissage structurel intervient dans la situation où un individu doit interagir avec un objet ou une perturbation dont la dynamique n'est pas connue par le SNC. A l'inverse, l'apprentissage paramétrique intervient lorsque la dynamique avec laquelle l'individu interagit est connue. Dans le premier cas, l'individu doit apprendre la structure de la nouvelle dynamique. Dans le second cas, l'individu connaît la dynamique et il doit seulement ajuster les paramètres de cette dynamique. Wolpert et al. [2010] illustrent ce propos au travers de différents exemples : lorsqu'un individu

apprend à jouer au tennis, il doit apprendre à contrôler la dynamique de la raquette (i.e. apprentissage structurel). Après un long temps de pratique, l'individu a une bonne connaissance de cette dynamique. S'il commence à manipuler une raquette de squash, dont la géométrie et la dynamique est proche de celle de la raquette de tennis mais avec des paramètres différents (e.g. longueur, masse, etc.) il pourra alors rapidement apprendre à s'en servir (i.e. apprentissage paramétrique). Pour établir un lien avec les phénomènes d'adaptation (i.e. réaction à une perturbation) évoqués précédemment, l'adaptation sera lente en situation d'apprentissage structurel, et plus rapide en situation d'apprentissage paramétrique. En d'autres termes, lors d'une situation dynamique familière (i.e. la dynamique est connue), les adaptations motrices sont rapides et lorsque la situation n'est pas familière, les adaptations motrices sont plus lentes.

Des phénomènes observés comme la consolidation et le ré-apprentissage sont en cohérence avec la théorie des apprentissages structurel et paramétrique. Cette théorie permet de mieux appréhender ce qui relève de l'adaptation et ce qui relève de l'apprentissage. Les différences de vitesse d'adaptation entre les forces induites par contact et sans contact (voir figure 2.11, p.68) sont en accord avec cette approche. En effet, le SNC est habitué à gérer l'effet des forces de Coriolis sur les mouvements car nos mouvements eux-mêmes créent des forces de ce type qui font donc partie de la dynamique du corps (voir équation 2.2, p.49). En revanche, l'application de forces de type Coriolis avec contact est beaucoup moins familière pour le SNC.

D'autres études, dont celles de Bock [1990, 1992] présentent des résultats également bien expliqués par cette théorie. En effet, l'auteur remarque que les adaptations au port d'une masse se font très rapidement. Les participants sont capables d'adapter leur commande motrice en un essai pour produire des mouvements avec les mêmes caractéristiques cinématiques que celles observées en l'absence de masse (e.g. forme générale du profil de vitesse, pattern triphasique). Il semblerait que le SNC puisse s'adapter rapidement à la perturbation induite par la saisie d'un objet car il a appris, au cours du développement, à interagir avec différents éléments de l'environnement. Le port d'un objet simple comme une masse induit une covariance des efforts gravito-inertiels familière pour le SNC. Les modèles internes sont donc capables de prédire efficacement les commandes motrices et les retours sensoriels. Inversement, des adaptations motrices plus lentes causées par la nécessité d'un apprentissage structurel ont été observées pour la manipulation d'objets possédant des dynamiques non familières [Ingram et al. 2011]. Des résultats similaires ont aussi été obtenus dans le cas de tâches avec des transformations visuomotrices [Braun et al. 2010].

2.3.5 L'impact de la gravité

La gravité est une des forces externes sans doute les plus familières pour le système sensori-moteur. Le SNC possède en effet une représentation neurale (i.e. un modèle interne) solide de la gravité [Papaxanthis et al. 1998a,b; Angelaki et al. 2004; Gaveau et al. 2016]. La manipulation expérimentale des effets de la gravité sur le système sensori-moteur a été possible notamment grâce aux vols paraboliques. Ils permettent en effet d'augmenter ou de diminuer artificiellement la gravité ressentie par les passagers d'un avion. En théorie, lorsque l'avion est en phase ascendante de la parabole, la gravité ressentie est environ doublée ($2G$). Lorsque l'avion est dans la phase descendante de la parabole, la gravité ressentie est approximativement nulle ($0G$). Les travaux de Ross [1991] furent parmi les premiers à utiliser les vols paraboliques. Ils ont montré que sur une tâche de type tâche de Fitts, la précision du pointage était diminuée en condition $0G$ et $2G$. De plus, lors de mouvements de pointage dans le plan vertical les participants avaient tendance à viser au dessus de la cible pour les mouvements en condition $0G$ et en dessous de la cible en condition $2G$. Ces résultats peuvent s'expliquer par le fait que les participants planifiaient leur commande motrice en prévoyant la présence d'une gravité normale ($1G$).

D'autres travaux réalisés sur des cosmonautes sont ensuite venus confirmer le fait que la gravité était intégrée et prise en compte dans la planification motrice [Papaxanthis et al. 1998a]. Ces derniers travaux ont aussi permis de suggérer que les asymétries directionnelles des profils de vitesse (voir sous-section 2.3.2, p.63) étaient causées par l'utilisation de la gravité dans la planification des mouvements. Les expériences à bord de vols paraboliques menées par Gaveau et al. [2016] ont pu en apporter la confirmation. En effet, les auteurs ont remarqué que ces asymétries disparaissaient complètement après environ 75 mouvements en condition $0G$. Cela traduit une adaptation relativement rapide compte tenu de la situation dynamique rarement expérimentée pour le SNC. Habituellement, lorsque un individu ne doit pas gérer le poids de ses membres, c'est qu'une force extérieure par contact vient le soutenir (e.g. poser son bras sur une table, être assis sur une chaise, etc.). Cette différence d'état initial du mouvement peut induire des différences significatives sur la planification et la réalisation du mouvement [Rousseau et al. 2016b]. Dans le cas de la tâche de pointage lors de la condition $0G$, le poids du bras n'est pas ressenti et aucune force ne vient le soutenir. En revanche, la masse du bras est bien présente, donc les couples inertiels sont toujours ressentis. Ces expériences tendent à montrer que le SNC est capable de gérer indépendamment les couples associés aux termes gravitaires et les couples associés aux termes inertiels.

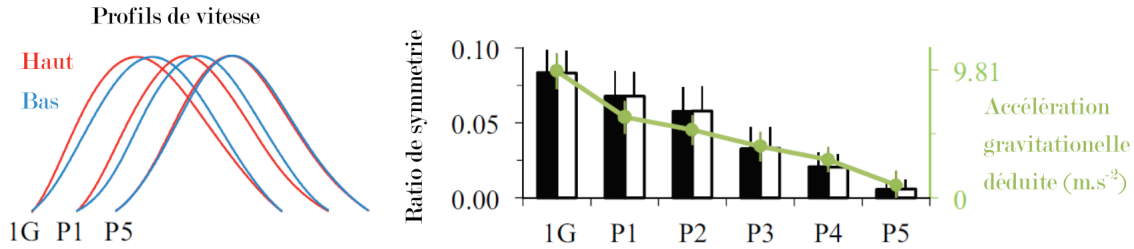


FIGURE 2.14 – *Adaptation à l'absence de gravité*

L'expérience consiste à réaliser des mouvements de pointage dans le plan vertical en condition 0G. Un mouvement aller-retour est composé d'un mouvement de pointage vers le haut et d'un mouvement de pointage vers le bas. Le ratio de symétrie permet de rendre compte des asymétries directionnelles des profils de vitesse. Celui-ci diminue progressivement et devient nul après environ 75 mouvements (P5). Un bloc d'essai en vol parabolique (P) contient 15 aller-retours. Traduit de [Gaveau et al. 2016].

D'autres expériences sur le port de charge [Bock 1990], les forces de préhension [Zatsiorsky et al. 2005] ou l'adaptation à des champs de forces [Kurtzer et al. 2005] ont également suggéré que le cerveau possédait un modèle interne capable de dissocier les couples inertiels et les couples gravitaires. Par conséquent, l'absence de gravité serait davantage une situation d'apprentissage paramétrique que structurel au cours de laquelle les paramètres associés aux couples gravitaires doivent converger vers une valeur nulle sans affecter les paramètres associés aux couples inertiels. Toutefois, la représentation interne de la gravité ne semble pas seulement utilisée pour dissocier les couples gravitaires des autres couples intervenant dans la dynamique. En effet, des études ont montré des effets significatifs de la gravité sur la forme des profils de vitesse de mouvements réalisés dans le plan horizontal [Mechtcheriakov et al. 2002; Crevecoeur et al. 2014]. Dans l'ensemble, les études citées précédemment observent une diminution de la vitesse des mouvements réalisés en micro-gravité, aussi bien pour les mouvements verticaux que horizontaux. Les résultats des travaux de Crevecoeur et al. [2014] montrent que ces ralentissements pourraient être la conséquence d'une mauvaise estimation de la masse d'un membre causée par un écart entre la gravité réelle et celle prédite par le modèle interne des participants. La baisse de la vitesse de mouvement serait donc une stratégie pour conserver une précision acceptable malgré un déficit sensorimoteur. Pour résumer, dans leur revue de littérature sur les effets de la gravité sur la planification du mouvement, White et al. [2020] mettent en exergue deux conclusions : 1) Il y a une évidence d'une utilisation optimale de la gravité dans la planification du mouvement. L'exposition à un champ gravitaire modifié conduit donc à une ré-optimisation de la commande motrice. 2) Les changements de gravité impactent les mouvements sur des aspects où elle ne devrait pas avoir d'effet (e.g. les mouvements horizontaux). L'exposition à un champ gravitaire modifié peut aussi être considérée comme une perturbation.

Est-ce que le SNC exploite la gravité dans le contrôle des mouvements, ou est-ce qu'il la considère comme une perturbation qu'il doit compenser ? Il est difficile d'étudier indépendamment ces deux hypothèses. En effet, dès lors que des changements de gravité sont induits, l'ensemble du système proprioceptif et vestibulaire est perturbé. Il est alors complexe d'isoler et d'étudier précisément une situation. De plus, manipuler la gravité pour construire des protocoles expérimentaux précis est souvent délicat. La manière dont le SNC gère de nouvelles situations gravitaires est pourtant une question importante dans le cadre de l'IHE étant donné que de nombreux exosquelettes d'assistance ou de réhabilitation proposent une compensation de gravité.

Des auteurs ont montré que dans certaines situations, des stimulations somatosensorielles simulant la présence ou l'absence de gravité pouvaient induire des changements de comportements moteurs cohérents avec un changement de gravité réel [Bringoux et al. 2012; Rousseau et al. 2016b]. Ces considérations ouvrent des pistes pour construire des protocoles de recherche susceptibles de répondre aux questions soulevées. A l'inverse du protocole proposé par Bringoux et al. [2012], il serait par exemple possible de simuler localement (i.e. sur un membre) un changement de gravité à l'aide d'un exosquelette, sans perturber le reste du système proprioceptif et vestibulaire.

2.3.6 La théorie du contrôle optimal

Le phénomène d'adaptation, et plus généralement d'apprentissage, est observé dans de nombreuses situations. Une question reste toutefois en suspens. Quels processus guident l'adaptation ? En effet, les expériences observant des retours à des mouvements rectilignes lors de la présence d'un champ de forces [Shadmehr et al. 1994; Mistry et al. 2013] notent que la stratégie employée pour lutter contre la perturbation permet certes de réaliser la tâche, mais est également coûteuse sur le plan énergétique. Or, d'autres études ont montré que sur plusieurs jours de pratique, un processus de re-optimisation peut intervenir [Izawa et al. 2008] et l'adaptation motrice à ce type de champ de forces peut permettre une réduction de la dépense d'énergie métabolique [Huang et al. 2009]. De plus, la disparition des asymétries directionnelles des profils de vitesse en condition 0G peut également s'expliquer par une utilisation optimale de la gravité dans le contrôle des mouvements [Gaveau et al. 2016]. Enfin, même dans le cas de perturbations imprédictibles, une stratégie de co-contraction musculaire est utilisée par les participants pour contrer les effets des champs de forces divergents et/ou instables induits par les robots manipulandum [Burdet et al. 2001]. Dans ce cas, les participants arrivent généralement à réaliser la tâche en apprenant à gérer leur impédance mécanique (i.e. résistance aux perturbations) de manière optimale. Il semblerait donc que sur une échelle de temps suffisamment importante, l'apprentissage d'une dynamique non familière permette de tendre vers un comportement optimal.

La théorie du contrôle optimal semble donc offrir un cadre pour expliquer le point de convergence final de l'apprentissage d'une nouvelle dynamique.

La figure 2.5 (p.52) illustre le caractère multi-échelle de la redondance qui intervient dans la planification. Lors de la planification, le cerveau doit choisir une solution parmi l'ensemble des possibilités, et cela à chaque niveau de la hiérarchie motrice. Cependant, toutes les solutions ne sont pas équivalentes. Certaines par exemple sont plus économiques d'un point de vue énergétique, ou demandent moins de temps d'exécution. Si la tâche implique une performance, certaines solutions permettent de maximiser cette performance, ou de réduire la variabilité. La théorie du contrôle optimal est un cadre de recherche convaincant pour expliquer la sélection d'une solution parmi une infinité. De plus la présence de caractéristiques invariantes dans le mouvement humain signifie qu'il existe une certaine consistance dans la façon dont le SNC résout le problème de la redondance. Les lois de contrôle qui régissent les trajectoires des mouvements répondent en effet à des critères d'optimalité [Todorov 2004]

Malgré tout, savoir comment et pourquoi le cerveau choisit une solution parmi une infinité reste une des questions principales dans le domaine du contrôle moteur. La théorie du contrôle optimal tente notamment de répondre à cette question. Elle permet également d'expliquer ce qui guide les apprentissages moteurs. Le mouvement final visé peut en effet être défini en optimisant un critère spécifique du mouvement.

Pour fonctionner, la théorie du contrôle optimal s'appuie sur l'existence de modèles internes (voir sous-section 2.2.3, p.55). Certains auteurs ont mis en exergue le fait que l'intégration des retours sensoriels dans le contrôle moteur pouvait également être décrit par un principe de contrôle optimal (*Optimal feedback control* dans la littérature) [Diedrichsen et al. 2010; Scott 2012].

Dans l'ensemble, s'il paraît intuitif que le mouvement biologique est optimal pour des mouvements bien appris, il n'est en revanche pas évident de savoir par rapport à quel critère il est optimal. L'optimalité d'un mouvement doit en effet être définie par rapport à une certaine fonction de coût. Une fonction de coût infinitésimale peut s'écrire de manière générale sous la forme $h(\mathbf{x}, \mathbf{u}, t)$ avec h la trajectoire du mouvement produite par le SNC, \mathbf{x} l'état du système, \mathbf{u} la commande motrice et t le temps. La minimisation de l'intégrale de cette fonction de coût permet d'obtenir une trajectoire optimale par rapport à un critère d'optimalité spécifique. La fonction de coût définit le coût associé aux conséquences d'une action (e.g. erreur, récompense) ou du mouvement lui-même (e.g. dépense énergétique, couple de force aux articulations). Par exemple, en spécifiant explicitement un gain associé au résultat d'une action motrice, les participants d'une étude avaient tendance à adopter des comportements pour maximiser les gains malgré des contraintes de vitesse et de précision [Maloney et al. 2003]. Dans cette étude, la fonction de coût étudiée était associée uniquement à la réussite

de la tâche, sans considération des trajectoires employées.

Le coût peut également être défini sur la totalité d'un mouvement. D'un point de vue cinématique par exemple, certaines caractéristiques générales du mouvements peuvent être expliquées par ce concept d'optimisation. Le principe de minimisation de la secousse (i.e. dérivée seconde de la vitesse) fut l'un des premiers principes de contrôle optimal appliqué dans le champ du contrôle moteur (*minimum jerk* dans la littérature) [Hogan 1984; Flash et al. 1985]. Il permet d'expliquer certaines caractéristiques cinématiques du mouvement humain. En minimisant le carré de la secousse, les profils de vitesse obtenus par simulation ont une forme symétrique en cloche caractéristique des mouvements volontaires (voir figure 2.15, p.78). Cependant, d'après ce modèle, de nombreuses étapes de calcul doivent être réalisées par le SNC pour obtenir la commande motrice nécessaire à l'atteinte d'un but. De plus, certaines caractéristiques plus complexes comme les asymétries directionnelles des profils de vitesse dans le plan vertical sont expliquées par la dynamique des mouvements et ne sont donc pas reproduites par ce modèle.

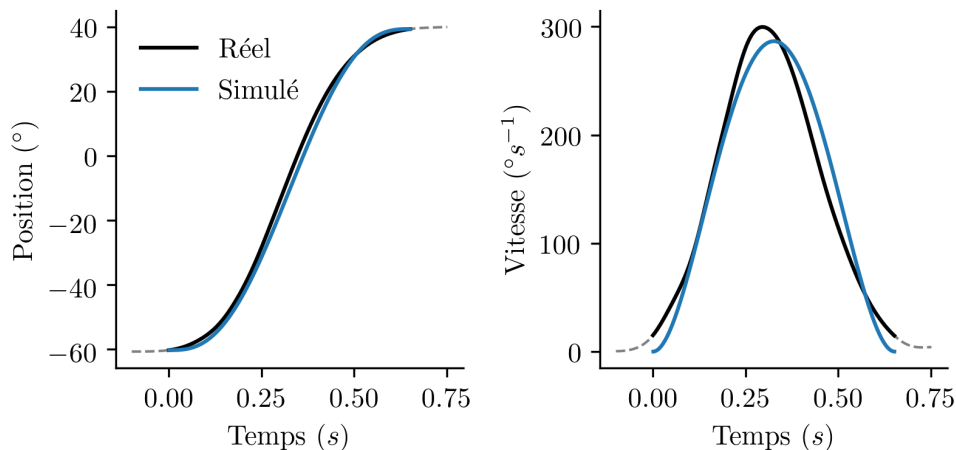


FIGURE 2.15 – *Comparaison d'une trajectoire réelle avec une trajectoire simulée par minimum jerk.*

Les graphiques représentent l'évolution de la position et de la vitesse angulaire au cours du temps lors d'un mouvement de flexion du coude. Les trajectoires obtenues via la simulation (courbes bleues) sont très proches des données expérimentales (courbes noires). Les données sont issues de nos expériences.

D'autres principes de contrôle optimal ont ensuite été proposés. L'un d'entre eux s'intéresse par exemple aux moments de force s'appliquant aux articulations. Il propose de minimiser les variations de ces moments (*minimum torque change* dans la littérature) [Uno et al. 1989]. Les trajectoires simulées sur la base de ce principe sont également en accord avec les caractéristiques cinématiques d'un mouvement réel. De plus, d'après ce modèle, la commande motrice correspondante à l'objectif du mouvement est directement obtenue d'après la dynamique du

système musculo-squelettique.

Un autre principe suppose que le bruit inhérent au système moteur est dépendant du signal de la commande motrice. Ainsi, la planification d’une trajectoire est réalisée en minimisant la variance du point cible final, ce qui a pour effet d’éviter les signaux de commande motrice dont l’amplitude est trop importante [Harris et al. 1998]. Ce modèle est cohérent avec les observations de Fitts [1954] selon lesquelles la vitesse des mouvements est inversement proportionnelle à leur précision.

Enfin, d’autres auteurs ont supposé que les mouvements étaient planifiés dans le but de minimiser le coût énergétique de la trajectoire et donc de produire des efforts musculaires faibles [Alexander 1997]. De nombreux résultats d’études indiquent en effet que le mouvement biologique est optimal vis-à-vis de certains critères liés à l’énergie dépensée. Par exemple, des études sur la locomotion des chevaux ont montré que les différents patterns de locomotion et les vitesses naturelles qu’ils adoptaient permettaient de minimiser leur consommation en énergie [Hoyt et al. 1981]. Des résultats similaires sont également connus pour la locomotion humaine [Ralston 1958 ; Anderson et al. 2001 ; Selinger et al. 2015]. De plus, des études en condition 0G ont également permis de montrer que l’intégration de la gravité dans le mouvement suivait un principe de contrôle optimal basé sur la minimisation de l’effort [Gaveau et al. 2016]. Ces auteurs ont notamment pu expliquer leurs données expérimentales en utilisant un modèle de contrôle optimal minimisant un compromis entre un travail absolu aux articulations (*absolute work* dans la littérature) et la secousse. Dans un article plus récent, Gaveau et al. [2021] ont étudié le rôle de l’activité des muscles agonistes et antagonistes dans les asymétries directionnelles et dans cette optimisation du mouvement dans le plan sagittal. Dans leur modèle à un degré de liberté, τ est remplacé par $\tau_{ag} - \tau_{ant}$ dans l’équation 2.1 (p.49) :

$$\tau_{ag} - \tau_{ant} = J\ddot{\theta} + \nu\dot{\theta} + mgl \cos(\theta) \quad (2.4)$$

avec τ_{ag} et τ_{ant} respectivement les couples générés par les muscle agonistes et antagonistes (tous deux positifs). Les muscles sont modélisés comme des filtres passe-bas de premier ordre et la variable de contrôle est $\mathbf{u} = (u_{ag}, u_{ant})^T$ (voir Gaveau et al. 2021 pour plus de détails). Le coût total à minimiser est défini comme suit :

$$C_T = \int_0^T |\tau_{ag}\dot{\theta}| + |\tau_{ant}\dot{\theta}| dt + \alpha \int_0^T (d\ddot{\theta}/dt)^2 dt \quad (2.5)$$

Le terme $\int_0^T |\tau_{ag}\dot{\theta}| + |\tau_{ant}\dot{\theta}| dt$ représente l’effort musculaire associé à un mouvement. Ce coût associé à l’effort permet notamment de capturer les caractéristiques du mouvement dépendant de la direction du mouvement dans le plan sagittal [Gaveau et al. 2016]. Le terme $\int_0^T (d\ddot{\theta}/dt)^2 dt$ permet de pénaliser la secousse (*Jerk*) à l’articulation et donc de favoriser des mouvements

lisses et souples (*smooth* dans la littérature). Le paramètre α permet d’ajuster la part relative des deux sous-fonctions de coût dans la fonction de coût totale C_T .

D’une part, ce modèle permet d’expliquer comment le cerveau utilise la gravité à son avantage pour accélérer les mouvements vers le bas, et décélérer les mouvements vers le haut. Pour un mouvement vers le bas par exemple, le phénomène de désactivation des muscles fléchisseurs semble en effet permettre l’accélération du membre en utilisant la gravité. Ces résultats rejoignent des études plus anciennes qui concluaient que l’utilisation de la gravité dans le contrôle des mouvements était à l’origine des asymétries directionnelles des profils de vitesse [Papaxanthis et al. 1998b]. D’autre part, ce modèle prend aussi en compte la propension des individus à réaliser des mouvements avec des trajectoires lisses.

Toutefois, la plupart des modèles basés sur les critères d’optimalité présentés jusqu’à présent ne permettent pas de capturer la durée préférentielle des mouvements. Celle-ci est en effet fixée lors des simulations. Selon ces approches, l’humain a tout intérêt à bouger très lentement. Théoriquement, un mouvement de durée infinie permet de réaliser un mouvement avec un coût énergétique, une précision, une variation des moments ou une secousse qui tendent vers zéro. Or, les mouvements réels ont une durée finie. De plus, les approches de contrôle optimal présentées précédemment (*minimum jerk*, *minimum torque change* etc.) sont des approches dites directes. Cela signifie qu’une fonction de coût est choisie *a priori* et est utilisée pour simuler le mouvement et tenter d’en reproduire certaines caractéristiques.

D’autres études ont essayé d’aborder le problème dans l’autre sens : étant donné les caractéristiques du mouvement (e.g. les trajectoires observées), peut-on remonter automatiquement aux fonctions de coût qui permettent de les expliquer ? Cette approche est appelée le contrôle optimal inverse [Mombaur et al. 2010 ; Berret et al. 2011]. Une approche de contrôle optimal inverse a notamment tenté d’identifier la fonction de coût permettant d’expliquer comment est déterminée la durée des mouvements. Ces explications se basent sur la théorie du coût du temps selon laquelle le passage du temps induit un coût neural [Shadmehr et al. 2010b ; Choi et al. 2014 ; Berret et al. 2016]. Le temps de mouvement serait donc déterminé par une minimisation d’un coût total de la forme :

$$C_T = \int_0^T h(\mathbf{x}, \mathbf{u})dt + \int_0^T g(t)dt \quad (2.6)$$

avec \mathbf{x} l’état du système et \mathbf{u} la commande motrice. Le terme $\int_0^T h(\mathbf{x}, \mathbf{u})dt$ représente un coût associé à la trajectoire (e.g. un coût énergétique, cf. ci dessus). Le terme $\int_0^T g(t)dt$ représente le coût associé au passage du temps. En minimisant la somme de ces deux coûts, le cerveau aurait donc tendance à réaliser un compromis entre des mouvements très lents et très rapides. Une illustration du compromis réalisé entre le coût du temps et le coût de la trajectoire est visible sur la figure 2.16 (p.81).

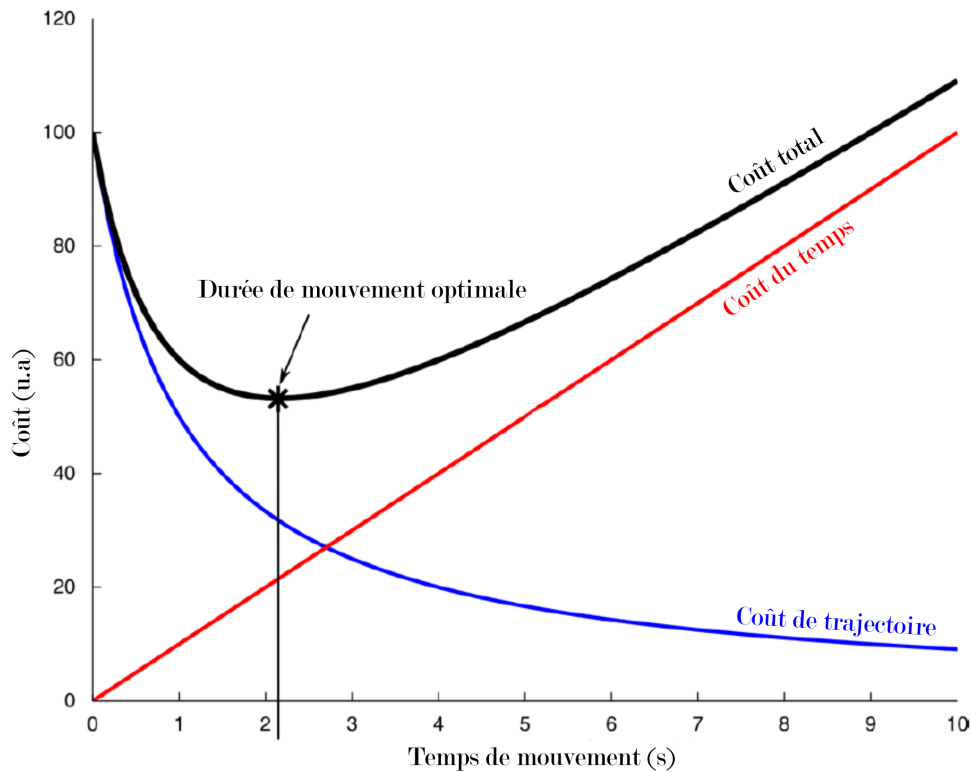


FIGURE 2.16 – *Détermination d'une durée de mouvement optimale selon la théorie du coût du temps*

Le coût total d'un mouvement (courbe noire) est déterminé à partir d'un coût associé au passage du temps (courbe rouge) et d'un coût associé à la trajectoire (courbe bleue). Minimiser le coût de la trajectoire tend à allonger la durée des mouvements, alors que minimiser le coût du temps tend à la raccourcir. Sur cette illustration, la forme linéaire du coût du temps est arbitraire et d'autres coûts du temps peuvent être considérés.

Cette approche de contrôle optimal inverse est particulièrement intéressante car elle permet de générer des trajectoires proches des trajectoires réelles sans imposer le temps de mouvement lors de simulation. Notamment, elle explique bien les relations amplitude/durée et amplitude/vitesse exposées sur la figure 2.7 (p.61). Étant donné la variabilité inter-individuelle importante sur ces aspects du mouvement (voir sous-section 2.2.2, p.53), une identification d'une fonction de coût du temps spécifique à chaque individu est en outre possible, ce qui permet de rendre compte de la vitesse préférée pour chaque individu dans une tâche donnée [Berret et al. 2016, 2018].

Dans l'ensemble, la théorie du contrôle optimal est un cadre d'étude qui permet d'expliquer comment le cerveau choisit une trajectoire parmi une infinité de possibilités. Les théories du contrôle optimal stipulent que le mouvement humain est optimal vis-à-vis d'un certain critère d'optimalité qui est souvent l'objet de recherche, même si la littérature s'accorde

sur l'importance de minimiser l'énergie, les à-coups et les erreurs. Plusieurs critères ont été étudiés et il semblerait qu'une association de différents critères (e.g. equation 2.6, p.80) permettent d'expliquer l'existence des invariants et caractéristiques des mouvements de façon convaincante. Cette théorie permet alors de tester si l'adaptation à l'interaction avec un exosquelette est cohérente avec ce qui serait prédit par les connaissances obtenues hors de l'exosquelette.

Chapitre 3

Objectifs et approche

Au cours du chapitre 1 (p.4), nous avons vu que les exosquelettes étaient des dispositifs prometteurs pour prévenir, résorber ou compenser des déficits moteurs. Ils peuvent apporter des bénéfices importants dans de nombreux secteurs d'activité et notamment pour la prévention des TMS et la rééducation post-AVC qui sont deux problèmes de santé publique majeurs. Ainsi, l'engouement qu'ils soulèvent a provoqué le développement de nombreux dispositifs au cours de la dernière décennie. Il en existe une grande diversité, que ce soit au niveau des applications potentielles, des parties du corps assistées et de l'origine des efforts produits. Parmi l'ensemble de ces dispositifs, les exosquelettes actionnés semblent être les plus polyvalents. Pourtant, pour des raisons diverses, ils ne parviennent pas encore à répondre aux attentes qu'ils suscitent.

L'atteinte d'une interaction symbiotique entre l'utilisateur et l'exosquelette est un problème multi-factoriel. Toutefois, la prise en compte et l'évaluation de la réponse motrice de l'humain dans la conception des lois de commande semblent sous-documentées par rapport à la conception matérielle et logicielle sous-jacente. Il s'agit pourtant d'éléments cruciaux pour améliorer ces systèmes. Une meilleure compréhension des conséquences du port d'un exosquelette sur la motricité humaine, et de la motricité humaine elle-même, pourra permettre une amélioration de la qualité de l'interaction en prédisant mieux les comportements et les réactions de l'utilisateur. Une manière raisonnable d'aborder ce sujet est d'étudier les interactions physiques Homme/Exosquelette en s'intéressant à des modes de contrôle initiaux et dont les applications concrètes sont nombreuses : le mode transparent et le mode antigravitaire.

Au cours du chapitre 2 (p.41), nous avons vu que la recherche en contrôle moteur a permis de construire des connaissances étayées sur le système sensorimoteur humain. Le contrôle du mouvement est un processus complexe faisant intervenir un grand nombre d'éléments à toutes les échelles d'observation avec présence de redondance et de variabilité. Malgré cette complexité, le mouvement semble répondre à des principes fondamentaux relativement simples. La cinématique et la dynamique des mouvements possèdent en effet des caractéris-

tiques robustes. De plus, les adaptations motrices qui suivent l'exposition à une perturbation caractérisent également le mouvement humain. La différenciation entre apprentissage structurel et apprentissage paramétrique offre un cadre théorique convaincant pour interpréter les différents processus d'adaptation motrice face à des perturbations plus ou moins familières. Enfin, la théorie du contrôle optimal permet de comprendre ces processus qui dirigent l'apprentissage moteur en définissant par exemple les caractéristiques du mouvement optimal à atteindre.

L'utilisation de robots manipulandum a grandement contribué à l'acquisition de connaissances dans le domaine du contrôle moteur. Cependant, ils permettent d'appliquer des perturbations uniquement au niveau de l'effecteur terminal et limitent donc les investigations possibles. Les exosquelettes quant à eux, appliquent des perturbations sur l'ensemble de la chaîne articulaire. Le port d'un exosquelette contrôlé dans des modes relativement simples (e.g. transparent et antigravitaire) peut déjà induire des perturbations dynamiques peu communes qui posent des questions fondamentales partiellement étudiées dans la littérature. En effet, certains aspects des adaptations motrices à de nouvelles dynamiques gravito-inertielles sont encore à préciser et elles pourraient être étudiées grâce à l'utilisation d'un exosquelette.

L'hypothèse générale qui motive les travaux présentés ici est qu'**une meilleure compréhension du mouvement humain peut permettre d'améliorer l'Interaction Homme/Exosquelette (IHE) et l'étude de l'IHE peut permettre d'apporter de nouvelles connaissances sur le mouvement humain**. La figure 1.13 (p.40) présentée à la fin du chapitre 1 (p.4) résume ce processus organisé en boucle vertueuse. Dans ce cadre, deux modes de contrôle seront étudiés : le mode transparent et le mode antigravitaire.

L'étude du mode transparent sera notre premier objectif. Il s'agit d'un mode de contrôle initial, nécessaire pour de nombreuses applications dans l'industrie et dans le domaine médical. Par conséquent, il est nécessaire de caractériser la nature des perturbations qu'il peut induire sur la motricité des utilisateurs. L'approche choisie sera d'étudier l'effet d'un mode de contrôle transparent existant sur des mouvements simples de flexion-extension du coude qui ont été très bien caractérisés dans la littérature en contrôle moteur. Cela nous permettra de définir précisément en quoi la transparence n'est pas parfaite et d'identifier des facteurs qui peuvent lui nuire. Ces résultats guideront ensuite l'amélioration de la transparence de l'exosquelette. En se concentrant sur un seul axe, une première approche sera de procéder à une identification la plus précise possible des paramètres de cet axe pour compenser au mieux la dynamique du robot. Des modifications du design de l'exosquelette permettront finalement d'aller encore plus loin dans l'atteinte d'une interaction la plus transparente possible. Ces travaux seront présentés dans le chapitre 5 (p.102).

L'étude du mode antigravitaire sera notre deuxième objectif. La motivation pratique est inspirée par les lois de commande en réhabilitation et en prévention qui compensent la totalité ou une partie du poids du bras d'un individu. Une première étape sera de concevoir un mode antigravitaire fiable, prenant notamment en compte les différences inter-individuelles. Une analyse des adaptations motrices à ce mode de contrôle permettra ensuite de savoir comment les utilisateurs s'y adaptent. En effet, il est nécessaire de savoir si les efforts fournis par l'exosquelette sont utilisés de manière efficiente ou non par les utilisateurs. Ces travaux seront présentés dans le chapitre 6 (p.132).

Les deux modes de contrôle (i.e. transparent et antigravitaire) posent également des questions fondamentales et intéressantes pour le contrôle moteur en soi. Notamment, nous verrons qu'ils induisent des découplages gravito-inertiels sur la dynamique des membres des utilisateurs. Le mode transparent induit une modification des couples inertiels sans modification des couples gravitaire en comparaison à une situation sans exosquelette. En revanche, le mode antigravitaire induit une modification des couples gravitaires sans modification des couples inertiels en comparaison au mode transparent. De plus ce mode induit des incongruences sensorielles puisque les parties du corps assistées par l'exosquelette voient la composante gravitaire de leur dynamique annulée par la compensation, contrairement au reste du corps. Ces situations sont assez spécifiques à l'utilisation d'un exosquelette, qui en plus applique les efforts directement sur les segments et pas au niveau de la main, et nous ne disposons pas de beaucoup d'éléments de réponses pour savoir comment l'humain peut les gérer. Aussi, ces aspects seront questionnés tout au long des chapitres 5 et 6 à mesure que nous avancerons sur les modes de contrôle. Nous verrons d'ailleurs que souvent, les avancées sur ces questions fondamentales pourront servir pour orienter l'évaluation et la conception de nos lois de contrôle.

Deuxième partie

Travaux réalisés

Chapitre 4

Méthodologie générale

Ce chapitre a pour but de détailler le matériel utilisé ainsi que les techniques d’acquisition et de traitement de données communs aux différentes expériences réalisées. La première section apporte des détails sur l’exosquelette utilisé au cours de nos travaux. La seconde section introduit les caractéristiques communes des différents protocoles d’expériences. La troisième et dernière section traite des outils de mesure ainsi que des méthodes générales de traitement des données. Les aspects méthodologiques spécifiques à chaque expérience seront détaillés dans les chapitres respectifs.

4.1 L’exosquelette ABLE

4.1.1 Généralités

L’exosquelette ABLE est un exosquelette de membre supérieur actionné produit par la société Haption. Il fut conçu à l’origine par le CEA pour la réhabilitation fonctionnelle du membre supérieur pour un public présentant des déficiences motrices. Certaines de ses caractéristiques peuvent toutefois permettre son utilisation pour prévenir les TMS lors de port de charge, servir de bras maître pour la téléopération ou en tant qu’interface haptique pour la réalité virtuelle. Des travaux cités dans le cadre théorique ont d’ailleurs largement utilisé cet exosquelette pour l’étude de lois de commande adaptées à la réhabilitation [Jarrassé et al. 2014; Proietti et al. 2017, 2018]. Il a également été testé dans le cadre d’assistance au port d’outils dans l’industrie automobile [Sylla et al. 2014]. L’exosquelette ABLE peut aussi être utilisé comme une interface haptique pour interagir avec un environnement de réalité virtuelle.

La principale caractéristique mécanique de cet exosquelette est sa grande réversibilité qui lui permet d’être polyvalent. En effet, la réversibilité facilite l’implémentation de lois les plus transparentes possibles. Cette réversibilité est notamment permise par des actionneurs spécifiques.

4.1.2 Actionnement

La particularité de l'exosquelette ABLE réside dans les actionneurs dont il est équipé. Ceux-ci utilisent un système de vis et de câbles (SCS pour *Screw Cable System* dans la littérature) pour transmettre les efforts du moteur électrique vers les articulations. En tournant, le moteur provoque la rotation d'un écrou via une transmission par poulies et courroie. Une vis est présente à l'intérieur de l'écrou. Par conséquent, la rotation de l'écrou entraîne une translation de la vis. Un câble est solidaire de la vis et donc un déplacement de la vis entraîne un déplacement du câble. Le déplacement du câble va finalement provoquer un déplacement de la charge. Ce mécanisme est illustré sur la figure 4.1 (p.88).

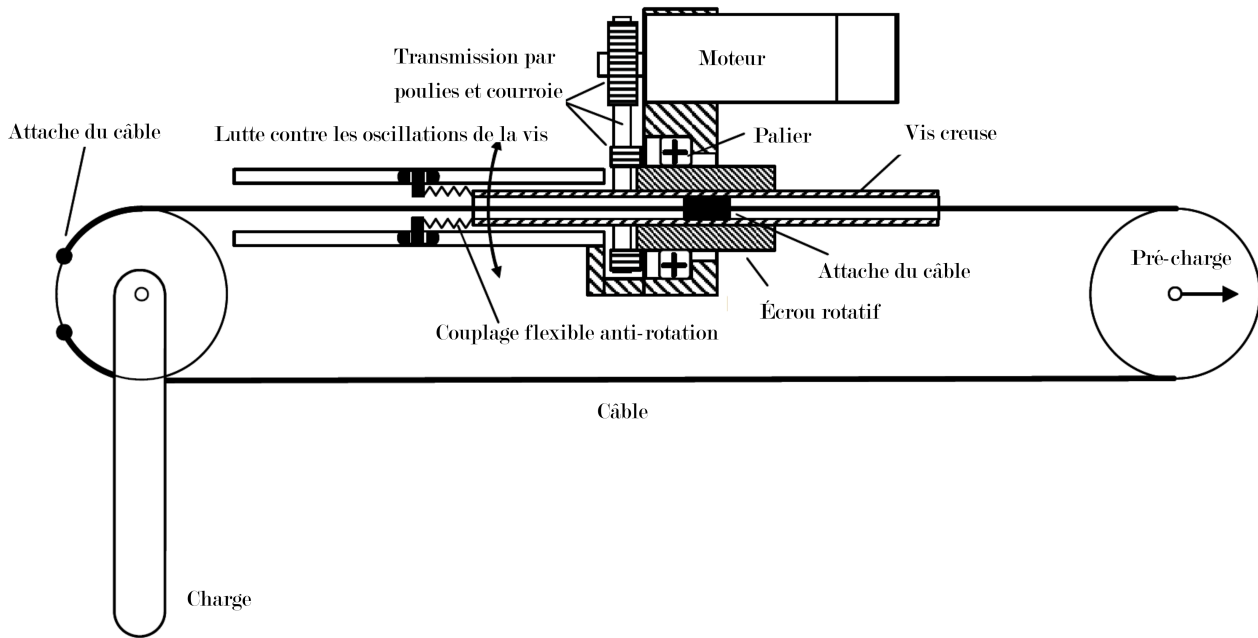


FIGURE 4.1 – *Schéma descriptif d'un actionneur SCS (Screw Cable System)* Traduit de [Garrec 2010]

L'utilisation d'actionneurs de type SCS apporte plusieurs avantages. Tout d'abord, l'utilisation de câbles dans la transmission des efforts se traduit par une bonne absorption des chocs, une certaine fluidité, un rendement élevé et enfin, une grande liberté pour placer les moteurs et concevoir les chemins de transmission vers les articulations [Garrec 2010]. Ce dernier avantage permet par exemple de placer les moteurs proches de la base de l'exosquelette et de transmettre les efforts jusqu'aux articulations via les câbles. Il en résulte une diminution de la masse et de l'inertie des parties de l'exosquelette en bout de chaîne.

Parmi les avantages spécifiques aux actionneurs SCS, le fait que le moteur soit aligné parallèlement au câble permet un design relativement compact en comparaison de systèmes transversaux à engrenage par exemple. Cela participe également à faciliter la conception et le placement des moteurs. De plus, les actionneurs SCS ont une capacité de force élevée ainsi

qu'une haute linéarité de leur raideur et de la capacité d'amplification de la force. L'utilisation d'un système de vis-écrou offre également une bonne réversibilité au système. La réversibilité est ici définie comme la capacité d'un système à fonctionner dans les deux sens. En l'occurrence, la rotation de l'écrou va provoquer le déplacement du câble, mais le déplacement du câble va également provoquer la rotation de l'écrou. Cela permet à l'exosquelette de bouger et d'être bougé de manière assez fluide, chose qui serait plus difficile avec une transmission à engrenage plus classique. Enfin, la structure de ces actionneurs leur permet d'être relativement tolérants aux erreurs et imprécisions de fabrication et de montage. L'ensemble des caractéristiques mécaniques des actionneurs SCS est décrit plus précisément dans les travaux de Garrec et al. [2008] et Garrec [2010].

Globalement, la réversibilité, la réduction des masses en bout de chaîne et la fluidité de la transmission des efforts permises par les actionneurs SCS sont autant de facteurs clés pour faciliter l'atteinte d'une haute transparence.

4.1.3 Deux versions d'ABLE

Deux versions d'ABLE ont été utilisées au cours de ce travail de thèse : ABLE 7D et ABLE 4D. Chronologiquement, les premiers travaux de cette thèse ont été réalisés avec la version 7D. L'ABLE 7D possède comme son nom l'indique sept degrés de liberté actionnés : trois au niveau de l'épaule, un au niveau du coude et trois au niveau du poignet. Il s'agit de la version la plus aboutie de cet exosquelette de membre supérieur. Nous avons eu accès à ce dispositif au début des travaux de thèse dans les locaux du CEA-List.

Nous avons ensuite pu faire l'acquisition d'un exosquelette ABLE 4D, au sein du laboratoire CIAMS. Nous avons donc eu l'opportunité de personnaliser l'exosquelette pour l'utiliser dans des perspectives de recherche à visée fondamentale. La première modification conséquente est la suppression des degrés de liberté au niveau du poignet car les objectifs de recherche étaient davantage orientés sur des mouvements de pointage impliquant le coude et l'épaule. Cette modification a permis de réduire la masse de l'avant bras de l'exosquelette et par conséquent de réduire l'inertie impliquée dans des mouvements du coude et de l'épaule. Ensuite, un chariot coulissant a été ajouté sur l'avant-bras de l'exosquelette au niveau du point d'attache avec l'humain. Ce degré de liberté passif supplémentaire permet de réduire les contraintes dues aux défauts d'alignement de l'articulation du coude (voir figure 1.9a, p.27).

Les expériences menées au cours de cette thèse ont toutes été réalisées sur des mouvements ne faisant intervenir que l'articulation du coude. Ainsi, les différences notables entre l'utilisation de la version 7D ou 4D d'ABLE sur ce type de tâche sont : la masse du segment en mouvement, l'attache de l'avant-bras et le chariot coulissant. La figure 4.2 (p.90) illustre ces différences.

ABLE 7D

ABLE 4D

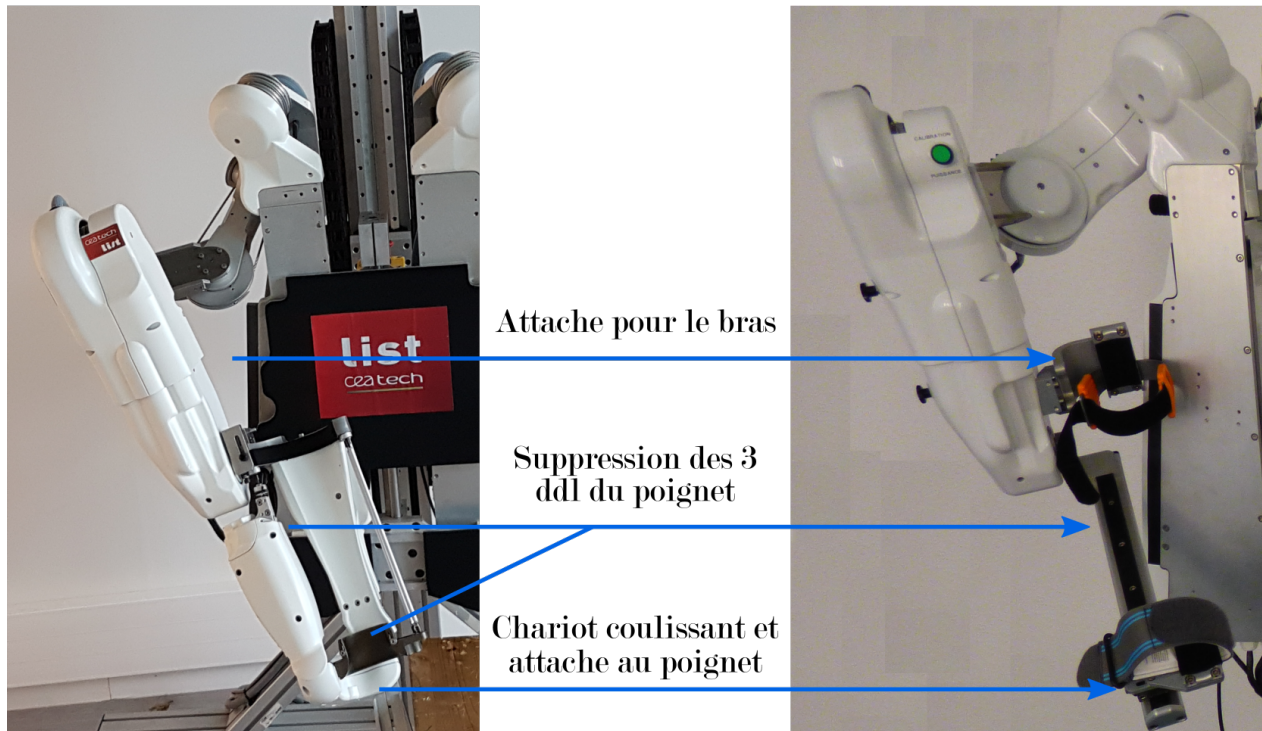


FIGURE 4.2 – Illustration des différences entre la version 7D et la version 4D de l'exosquelette ABLE

4.1.4 Loi de commande

La loi de commande nativement implémentée par le constructeur est basée sur un contrôle de position en boucle fermée. La position de consigne θ_c est obtenue en estimant la position du robot θ_r à l'itération suivante en se basant sur la vitesse obtenue par dérivation de la position mesurée par les encodeurs. Cette méthode permet à l'exosquelette de suivre les mouvements réalisés par l'utilisateur. La fréquence d'échantillonnage du contrôleur est de $1kHz$. Le contrôle en position est combiné avec une compensation des frottements visqueux $\nu\dot{\theta}_r$, des frottements secs τ_{sec} et des couples gravitaires $G(\theta_r)$ du robot. Cette loi permet d'obtenir un premier niveau de transparence. Son schéma de contrôle est illustré sur la figure 4.3, (p.91).

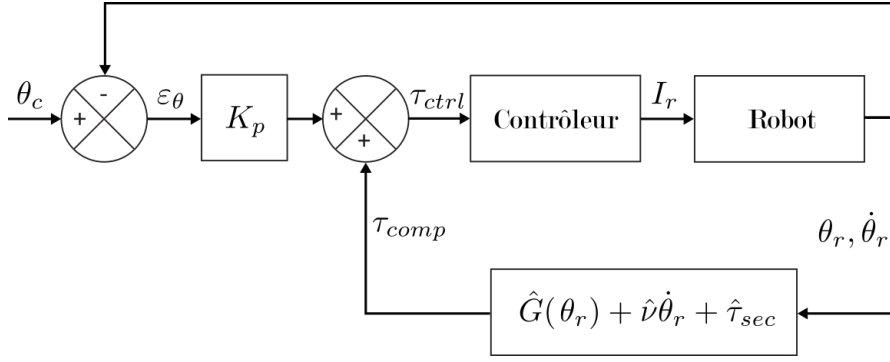


FIGURE 4.3 – *Schéma de contrôle initial de l'exosquelette ABLE*

Le couple de force τ_{comp} généré par le robot au niveau du coude pour compenser sa dynamique peut être exprimé comme suit :

$$\tau_{comp} = \hat{\nu}_r \hat{\theta}_r + \hat{\tau}_{sec} + \hat{m}_r g \hat{l}_r \cos(\hat{\theta}_r) \quad (4.1)$$

Les paramètres $\hat{\nu}_r$, \hat{m}_r et \hat{l}_r sont respectivement les valeurs estimées du coefficient de viscosité, de la masse et de la distance entre le centre articulaire et le centre de masse de l'avant-bras du robot. Davantage de détails sur cette loi, ainsi que ses limites, seront fournis dans les sections 5.2 (p.108) et 5.3 (p.117). De nouvelles lois de commande ont été établies au cours de nos travaux et seront également abordées au cours des sections suivantes.

4.2 Protocoles

4.2.1 Participants

Pour l'ensemble des expériences menées, le consentement éclairé des participants a été recueilli comme l'exige la déclaration d'Helsinki. L'ensemble des procédures expérimentales a été approuvé par un comité d'éthique pour la recherche (Université Paris Saclay, 2017-34).

4.2.2 Tâche de pointage à un degré de liberté

Toutes les études menées utilisent un paradigme de tâche de pointage à un degré de liberté. Les participants devaient effectuer des mouvements de flexion/extension du coude dans le plan sagittal. Le bras du participant était immobile le long du corps comme illustré sur la figure 4.4 (p.92). Les participants devaient réaliser des mouvements en direction de cibles disposées devant eux. L'atteinte des cibles devait être réalisée en un seul mouvement (*one-shot movement* dans la littérature). Un mouvement vers le haut était systématiquement suivi d'un mouvement vers le bas. Une pause de une à deux secondes environ était imposée

entre chaque mouvement.

Les variables indépendantes adaptées selon les expériences sont principalement l'amplitude des mouvements (i.e. le nombre de cibles et la distance entre les cibles) et les lois de commande implémentées dans l'exosquelette.

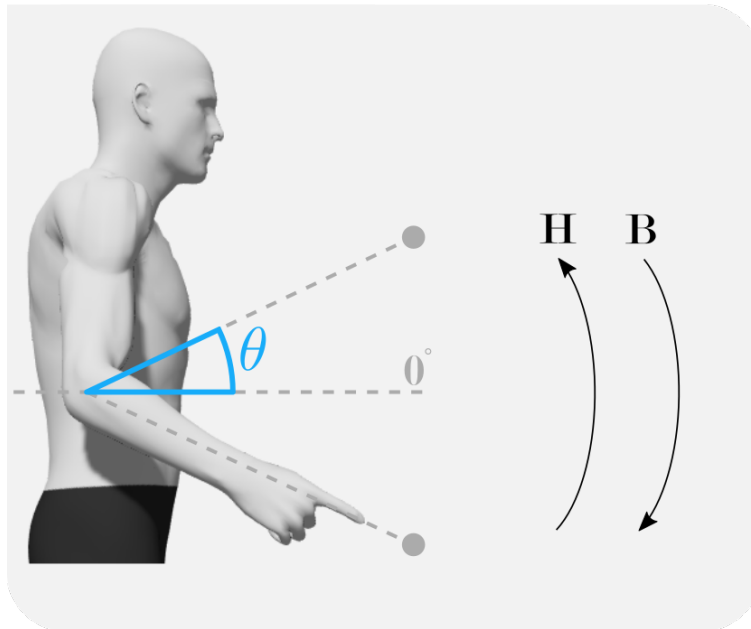


FIGURE 4.4 – *Tâche générique utilisée au cours des expériences*

Les participants devaient pointer avec leur index les cibles disposées devant eux. Au travers des expériences, le nombre des cibles et leurs espacements pouvaient varier. Le bras des participants était maintenu le long du corps soit par une contrainte physique, soit par une consigne. Les mouvements étaient réalisés selon deux directions : vers le haut (H) et vers le bas (B).

4.3 Acquisition de données

4.3.1 Cinématique

Présentation du Goniomètre

La cinématique des mouvements du coude a été mesurée avec un goniomètre lors des deux premières expériences menées au cours de la thèse. Le goniomètre utilisé était un goniomètre sans fil de la marque Biometrics (DataLite Wireless Goniometer, Biometrics Ltd). Le dispositif, visible sur la figure 4.5 (p.93), permet de mesurer un angle articulaire. Il est composé de deux parties rigides qu'il faut attacher de part et d'autre d'une articulation, et d'une partie flexible qui se déforme en suivant les mouvements de l'articulation. La partie flexible est une jauge de contrainte dont la résistance électrique varie en fonction de sa déformation. De cette manière, il est possible de mesurer les angles entre les deux parties rigides selon deux axes. Dans le cas de l'articulation du coude, l'utilisation de ce dispositif permet de mesurer l'angle

entre le bras et l'avant-bras. Ce dispositif avait été choisi dans un premier temps notamment pour sa facilité de mise en place et d'utilisation malgré la présence de l'exosquelette. Une procédure de validation a été menée au préalable avec des données issues d'un système de capture de mouvement opto-électronique (Optitrack, Oregon, United States).

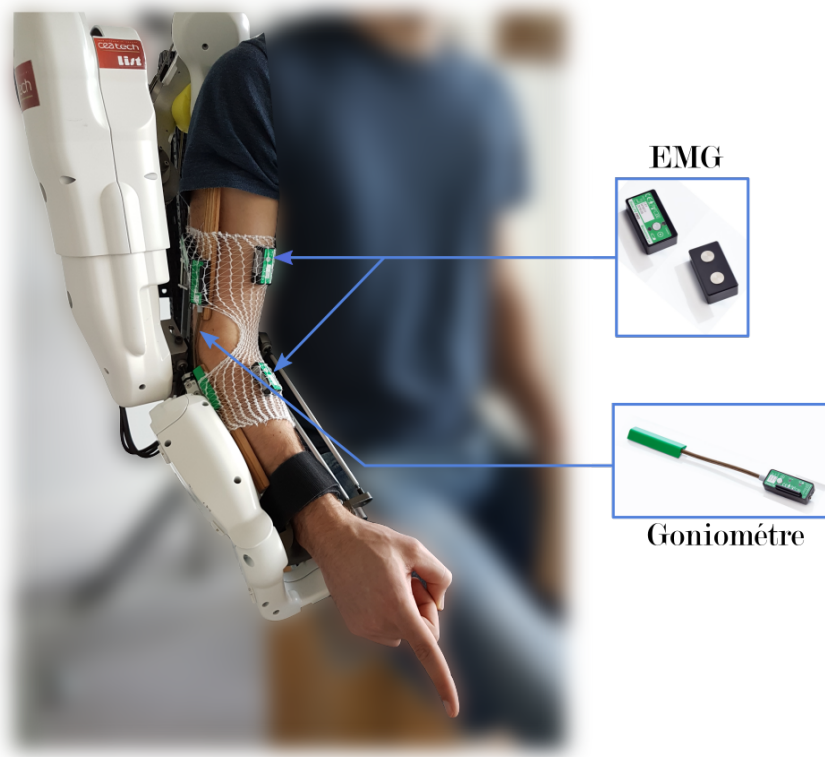


FIGURE 4.5 – *Goniomètre et capteurs électromyographiques (EMG) Biometrics*

Présentation du Qualisys

Lors des expériences suivantes, menées au sein du laboratoire du CIAMS, le dispositif de capture du mouvement Qualisys (Qualisys, Göteborg, Sweden) a été utilisé pour mesurer la cinématique des mouvements (voir figure 4.6, p.94). Il fait partie de la famille des systèmes de mesures opto-électroniques. Ce dispositif permet de mesurer la position en trois dimensions de marqueurs placés sur des repères anatomiques. Le dispositif fonctionne grâce à des marqueurs réfléchissant la lumière infra-rouge émise par les caméras. L'ensemble des caméras placées autour de la scène d'intérêt captent la lumière réfléchiée par les marqueurs. La position des marqueurs en trois dimensions est ensuite calculée par triangulation. La position d'un marqueur peut être estimée s'il est vu par au moins trois caméras. La précision du système est généralement en dessous du millimètre mais elle peut varier en fonction de la configuration

des caméras et de la qualité de la calibration. Lors de nos expériences, nous avons toujours utilisé 8 caméras au minimum, et nous avons réalisé une calibration du système avant chaque session d'enregistrement (i.e. une calibration par jour au minimum). Nous avons toujours vérifié que le rapport de calibration fourni par le logiciel QTM (*Qualisys Track Manager*) après chaque calibration était convenable. Ces précautions nous ont permis d'obtenir des enregistrements avec une estimation précise de la position des marqueurs.

L'identification et la labélisation des marqueurs ont été réalisées grâce aux modèles AIM (*Automatic Identification of Markers*). Tous les enregistrements ont été cependant vérifiés à la main pour détecter les erreurs d'identification des modèles. Les données brutes de position des marqueurs sur les axes X , Y et Z ont été exportées pour être traitées avec des scripts personnels en langage Python et Matlab.

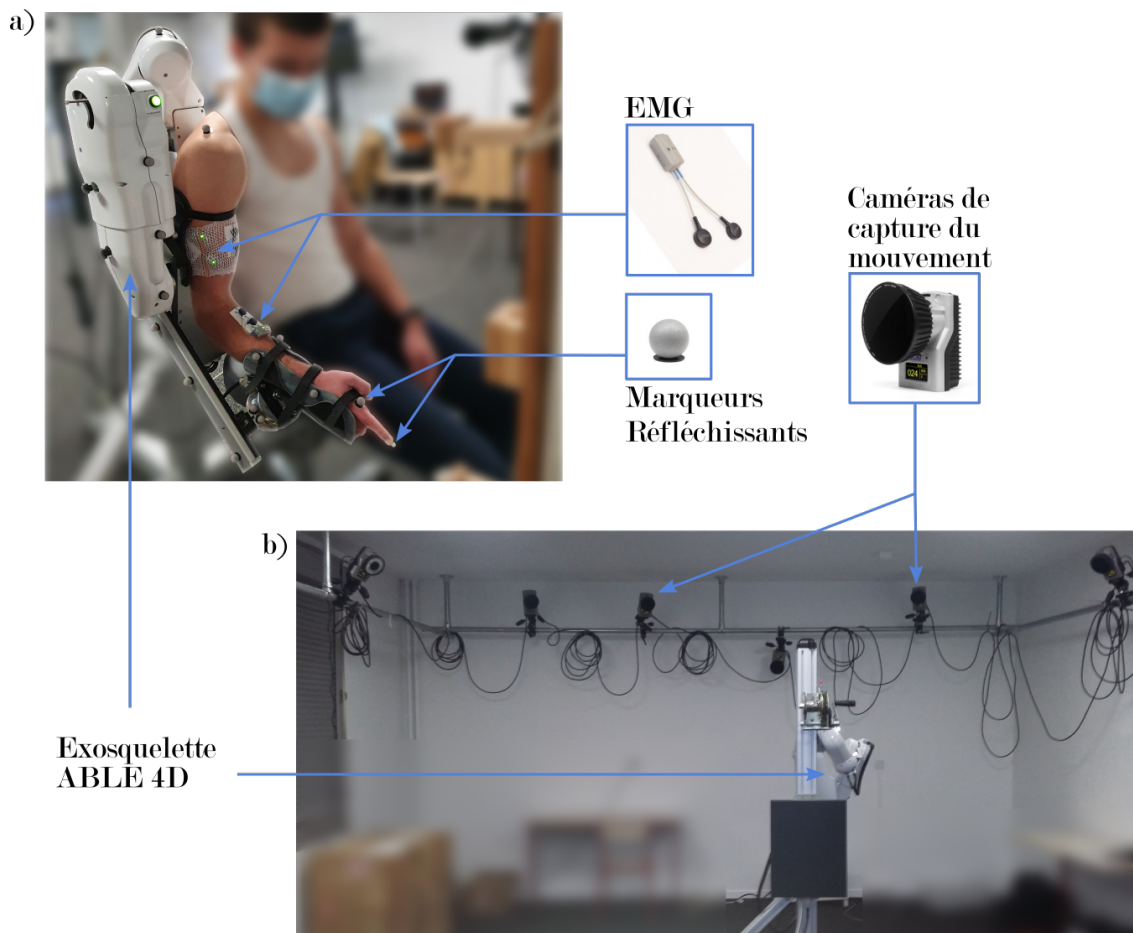


FIGURE 4.6 – *Système Qualisys et capteurs électromyographiques (EMG) Cometa*

4.3.2 Enregistrement de l'activité musculaire

Pour la majorité des expériences de cette thèse, nous avons enregistré l'activité de quatre muscles : deux muscles fléchisseurs et deux muscles extenseurs du coude.

Les muscles fléchisseurs sont le biceps brachial et le brachioradial. Le biceps brachial est un muscle composé de deux chefs, un chef long et un chef court. Le chef long est bi-articulaire, il traverse l'articulation du coude et de l'épaule. Le chef court est mono-articulaire, il traverse l'articulation du coude. Le biceps participe à la stabilisation de l'épaule via l'action du chef long et réalise la supination de l'avant-bras et la flexion de l'avant-bras sur le bras via l'action des deux chefs. Le brachioradial est un muscle superficiel logé dans l'avant-bras. Il est mono-articulaire et participe à la flexion du coude. Son action est plus prononcée lorsque le coude est déjà partiellement fléchi et que l'avant-bras est en position de pronosupination neutre.

Le triceps brachial est le seul muscle de la loge postérieure du bras et il est le principal extenseur du coude. Il est composé de trois chefs musculaires : un chef long, un chef latéral et un chef médial. Le chef long et le chef latéral sont superficiels et recouvrent le chef médial. Nous avons enregistré l'activité du chef long et du chef latéral. Le chef long est bi-articulaire, il traverse l'articulation de l'épaule et du coude et peut intervenir dans la stabilisation de l'épaule. Le chef latéral est mono-articulaire et intervient donc uniquement dans l'extension du coude.

Nous avons enregistré l'activité électrique des muscles grâce à l'EMG de surface. Il s'agit d'une mesure de la somme des potentiels d'actions se propageant dans le muscle lors d'une contraction. Les signaux EMG ne sont pas directement une mesure de la force musculaire produite [Kamen et al. 2010]. Ils sont en effet influencés par le nombre d'unités motrices recrutées, mais aussi par la distance entre les fibres musculaires et les électrodes placées à la surface de la peau. Il est donc plus facile d'enregistrer l'activité de muscles volumineux et superficiels. Deux modèles ont été utilisés au cours de la thèse : les EMG Biometrics sans fil (DataLite Wireless EMG sensors, Biometrics Ltd, voir figure 4.5, p.93) et les EMG de la marque Cometa (Wave Plus wireless EMG system, Cometa srl, voir figure 4.6, p.94). La synchronisation des signaux EMG avec le dispositif de capture du mouvement (goniomètre ou système opto-électronique) était assurée via les logiciels suivants : DataLog pour les EMG Biometrics, et QTM pour les EMG Cometa.

La technologie utilisée dans ces deux dispositifs est la même. Deux électrodes de surface sont placées sur la peau à proximité d'un muscle et permettent de capter le potentiel électrique se propageant des nerfs vers le muscle lors d'une contraction musculaire volontaire. Afin d'obtenir des signaux de qualité, nous avons suivi les recommandations du projet européen SENIAM (*Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscle*) [Hermens et al. 1999]. Nous avons rasé puis nettoyé la peau des participants avec une solution hydroalcoolique avant de placer les électrodes. Les deux électrodes (l'anode et la cathode) ont été placées proches les unes des autres, dans le sens des fibres musculaires. Nous avons également essayé de respecter le placement des électrodes sur le muscle (e.g. à deux tiers de la longueur du muscle en partant de l'insertion pour le biceps) lorsque cela était possible. Cependant, les

attaches de l'exosquelette nous ont parfois contraints à déplacer légèrement les électrodes. Nous avons toutefois vérifié la qualité des signaux EMG pour chaque participant avant les enregistrements.

4.4 Traitement des données

4.4.1 Cinématique

Nous avons travaillé à partir de la position angulaire du coude, que les enregistrements aient été réalisés avec le goniomètre ou avec le système Qualisys. Dans les cas où nous avons utilisé le goniomètre, nous avons travaillé directement sur l'angle du coude obtenu via le dispositif. En revanche, lorsque nous avons utilisé le système Qualisys, l'angle du coude a été calculé comme l'angle entre les segments du bras et de l'avant-bras ou comme l'angle entre l'avant-bras et la verticale lorsque le marqueur positionné sur le coude était occulté par l'exosquelette.

Calcul des paramètres

Les signaux de vitesse et d'accélération ont été calculés par dérivation du signal de position préalablement filtré en utilisant un filtre passe-bas, de type Butterworth avec une fréquence de coupure de $5Hz$. Le début et la fin des mouvements effectifs ont été identifiés comme la première et la dernière valeur du signal pour lesquels la vitesse était supérieure à 5% du maximum de vitesse atteint pendant le mouvement. Cette méthode, préalablement utilisée dans de nombreuses études (e.g. Papaxanthis et al. [2005]; Gentili et al. [2007]; Gaveau et al. [2014]; Gaveau et al. [2016]) est illustrée dans la figure 4.7 (p.99). Les paramètres suivants ont ensuite été calculés¹ :

- **MD** *Movement Duration* La durée des mouvements est le temps passé entre le début et la fin du mouvement.

$$MD = t_{fin} - t_0$$

avec t_0 et t_{fin} respectivement le début et la fin du mouvement identifié sur le profil de vitesse.

- **A** *Amplitude* L'amplitude du mouvement est la différence entre la position finale et la position initiale du mouvement.

$$A = x_{fin} - x_0$$

avec x_{fin} et x_0 respectivement les positions aux instants t_{fin} et t_0

1. Les abréviations utilisés dans la littérature ont été conservées. Elles font donc référence aux noms des paramètres en anglais

- **mV** *Mean Velocity* La vitesse moyenne est la moyenne de la vitesse calculée sur la durée du mouvement.
- **PV** *Peak Velocity* Le pic de vitesse est la vitesse maximum atteinte pendant le mouvement.
- **tPV** *Time to Peak Velocity* Le temps au pic de vitesse est le temps écoulé entre le début du mouvement et le pic de vitesse. Autrement dit, il s'agit du temps d'accélération.
- **PA** *Peak Acceleration* Le pic d'accélération est l'accélération maximum atteinte pendant le mouvement.
- **tPA** *Time to Peak Acceleration* Le temps au pic d'accélération est le temps écoulé entre le début du mouvement et le pic d'accélération.
- **rtPV** *Relative Time to Peak Velocity* Le temps relatif au pic de vitesse est calculé comme suit :

$$rtPV = \frac{tPV}{MD}$$

Une valeur égale à 0.5 indique que le pic de vitesse intervient au milieu du mouvement et donc que les temps d'accélération et de décélération sont égaux. Une valeur inférieure à 0.5 indique que le pic de vitesse intervient dans la première moitié du mouvement et donc que le temps d'accélération est plus court que le temps de décélération. A l'inverse, une valeur supérieure à 0.5 indique que le temps d'accélération est plus long que le temps de décélération. Le rtPV est un indicateur de la symétrie des profils de vitesse (voir sous-section [2.3.2](#), p.63)

- **rtPA** *Relative Time to Peak Acceleration* Le temps relatif au pic d'accélération est calculé comme suit :

$$rtPA = \frac{tPA}{MD}$$

Il est un indicateur de la localisation du pic d'accélération au cours du mouvement. Par exemple, un rtPA de 0.25 signifie que le pic d'accélération intervient à 25% du temps de mouvement.

Afin d'étudier les différences cinématiques entre les directions des mouvements, les différences de rtPV et rtPA entre les mouvements vers le haut et les mouvements vers le bas ont aussi été calculées.

- **rtPV_{down} - rtPV_{up}** La différence haut-bas sur le paramètre rtPV permet d'évaluer les asymétries directionnelles des profils de vitesse (voir sous-section [2.3.2](#), p.63).
- **rtPA_{down} - rtPA_{up}** La différence haut-bas sur le paramètre rtPA permet d'évaluer les asymétries directionnelles des profils d'accélération.

Nous avons également travaillé sur les sous-mouvements subséquents au mouvement principal (voir sous-section 2.3.1, p.59). Le début d'un sous-mouvement est défini comme la fin du mouvement principal $t_{0,sub} = t_{fin}$. La fin d'un sous-mouvement $t_{fin,sub}$ est définie comme le moment où la vitesse angulaire change de signe. Deux paramètres ont été calculés sur les sous-mouvements :

- **A_{sub}** *Sub-movement Amplitude* L'amplitude d'un sous-mouvement est calculée comme la différence de position entre le moment du pic de vitesse du sous-mouvement $t(PV_{sub})$ et la fin du sous-mouvement $t_{fin,sub}$.
- **MD_{sub}** *Sub-movement Duration* La durée d'un sous-mouvement est le temps passé entre le début $t_{0,sub}$ et la fin $t_{fin,sub}$ du sous-mouvement.

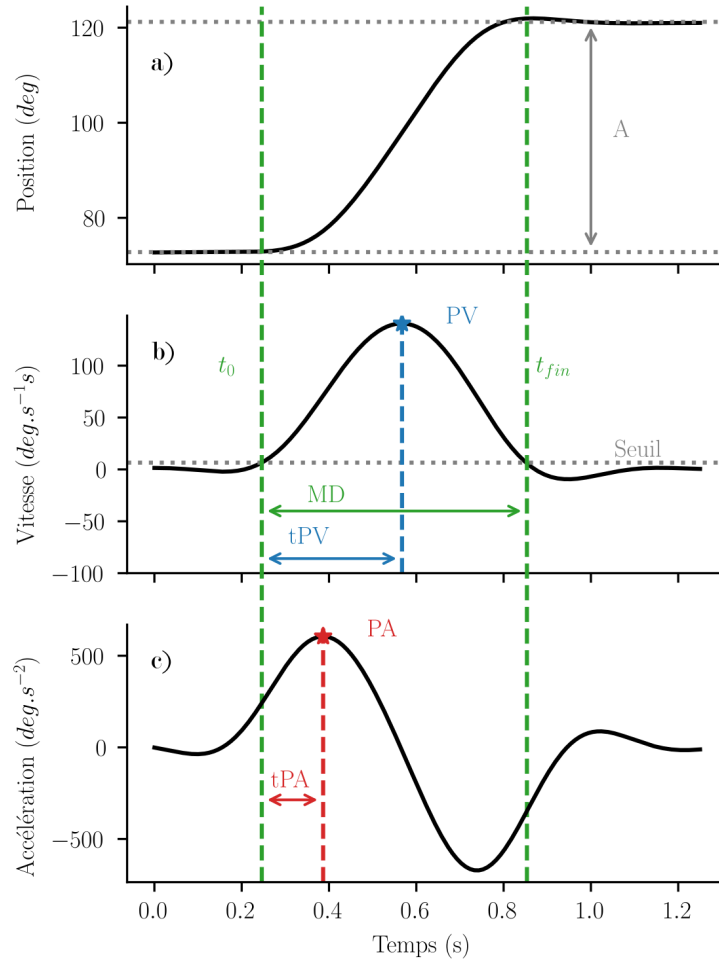


FIGURE 4.7 – *Calcul des paramètres cinématiques sur les trajectoires d'un mouvement de flexion du coude* a) Position angulaire du coude en degrés. L'amplitude est calculée comme la différence de position entre le début et la fin du mouvement. b) Vitesse angulaire du coude en degrés par seconde. Le début (t_0) et la fin (t_{fin}) du mouvement sont définis comme les instants où le profil de vitesse coupe le seuil. Le seuil de coupure est ici fixé à 5% du pic de vitesse (PV). Le temps de mouvement (MD) est défini comme la différence entre t_{fin} et t_0 . Le temps au pic de vitesse (t_{PV}) est le temps entre le début du mouvement et le pic de vitesse (PV). c) Accélération angulaire du coude en degrés par seconde². Le temps au pic d'accélération est le temps entre le début du mouvement et le pic d'accélération (PA).

4.4.2 Activité musculaire

Traitement du signal EMG

Les traitements que nous avons appliqués aux signaux EMGs pour en extraire des paramètres pertinents sont appuyés sur des travaux de la littérature [Buchanan et al. 2004; Potvin et al. 2004; Kamen et al. 2010]. La première étape est d'appliquer un filtre passe-bande de type Butterworth sur le signal brut afin de supprimer les très hautes et les très

basses fréquences. Ensuite, la rectification du signal consiste à lui retrancher sa moyenne et à prendre sa valeur absolue. Certains paramètres peuvent être calculés sur le signal obtenu. L'enveloppe du signal peut également être obtenue en appliquant un filtre passe-bas de type Butterworth avec une fréquence de coupure assez basse. Un exemple de traitement avec le détail des filtres utilisés est visible sur la figure 4.8 (p.100).

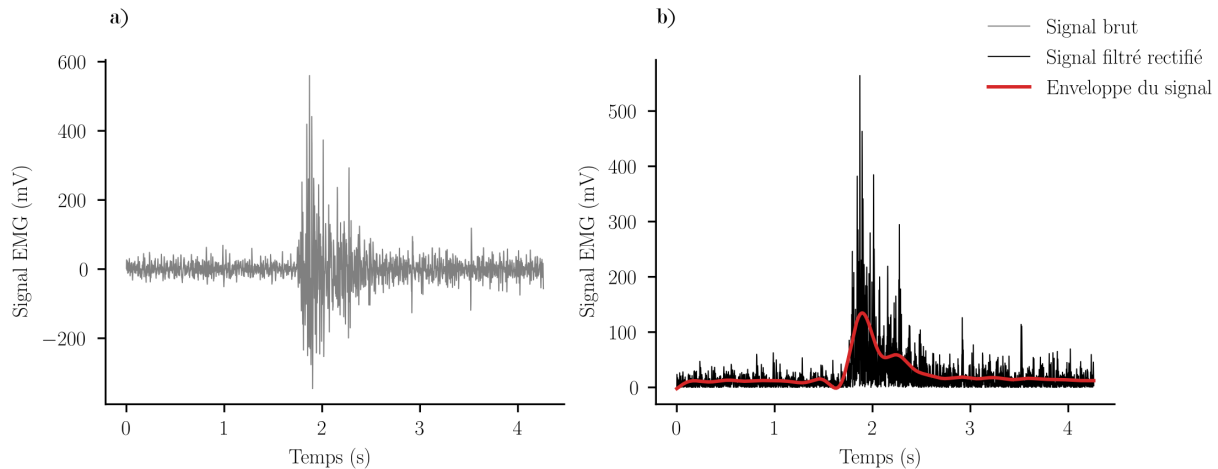


FIGURE 4.8 – *Exemple de traitement d'un signal EMG a) Le signal brut en millivolt (mV) est tracé en fonction du temps. Une bouffée est observable. b) Le signal filtré (passe-bande, Butterworth, fréquences de coupure [20, 450]Hz, ordre 4) et rectifié est tracé en noir. L'enveloppe du signal est tracée en rouge, elle est obtenue en appliquant un filtre (passe-bas, Butterworth, fréquences de coupure 10Hz, ordre 5) sur le signal rectifié filtré.*

Calcul des paramètres

Afin de pouvoir comparer des niveaux d'activité musculaire entre les sujets et les conditions au cours d'une expérience, il est nécessaire de normaliser l'amplitude des signaux EMG. Pour chaque sujet, nous avons donc normalisé le signal EMG par le maximum d'activation atteint au cours de l'expérience. Cette méthode nous permet donc d'obtenir des activations musculaires en pourcentage du maximum d'activation atteint lors de la tâche.

Trois paramètres principaux ont ensuite été calculés :

- \mathbf{EMG}_{max} L'activité maximale d'un muscle est la valeur maximale du signal filtré et rectifié (tracé noir sur la figure 4.8, p.100)
- $\mathbf{EMG}_{env,max}$ L'activité maximale de l'enveloppe du signal est la valeur maximale de l'enveloppe (tracé rouge sur la figure 4.8, p.100)

- **EMG_{RMS}** La *RMS* (*Root Mean Square*) permet de quantifier l'activation totale du muscle sur un intervalle de temps donné, elle est calculée comme suit :

$$EMG_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N EMG_n^2} \quad (4.2)$$

avec *EMG* le signal et *N* le nombre de valeurs dans le signal. La *RMS* est généralement calculée sur le signal brut ou sur le signal rectifié ou filtré.

Afin de prendre en compte le délai électromécanique entre l'activation d'un muscle et le mouvement effectif produit, les début et fin de mouvement identifiés sur les variables cinématiques (voir sous-section 4.4.1, p.96) ont été avancés de 100 ms pour le traitement des signaux EMG.

Chapitre 5

Adaptation à un exosquelette transparent

Lors de la revue de littérature, nous avons vu que le port d'un exosquelette, même le plus transparent possible, pouvait avoir un impact non négligeable sur la motricité humaine. Les études qui se sont intéressées à cet aspect de l'IHE ont la plupart du temps été menées sur des mouvements complexes, en trois dimensions, faisant intervenir un grand nombre de degrés de liberté. Dans cette situation, il est difficile de caractériser précisément les origines et les conséquences des perturbations induites par l'exosquelette. L'objectif de ce chapitre est donc de préciser les caractéristiques des perturbations que l'humain va ressentir lorsqu'il porte un exosquelette contrôlé en mode transparent et d'analyser comment il s'y adapte. Pour cela, nous choisissons d'étudier un cas simple à un degré de liberté : la flexion-extension du coude.

La loi de commande transparente décrite dans la sous-section 4.1.4 (p.90) a été utilisée pour contrôler l'exosquelette lors des deux premières études présentées dans ce chapitre. Ce mode de contrôle permet à l'exosquelette de compenser son propre poids ainsi que ses frottements (voir équation 4.1, p.91). Cependant, aucun terme de la loi de commande ne permet de compenser son inertie. Par conséquent, l'inertie de l'exosquelette devrait être ressentie par l'humain au cours de l'interaction. En effet, les dynamiques des avant-bras humain et robotique sont couplées lorsque ceux-ci sont attachés. Elles peuvent être modélisées comme suit :

$$\begin{cases} J_h \ddot{\theta}_h + \nu_h \dot{\theta}_h + m_h g l_h \cos \theta_h = \tau_h + \tau_i \\ J_r \ddot{\theta}_r + \nu_r \dot{\theta}_r + \tau_{sec} + m_r g l_r \cos \theta_r = \tau_r - \tau_i \end{cases} \quad (5.1)$$

où τ_i est le couple d'interaction entre les avant-bras de l'humain et du robot (voir figure 5.1, p.103). J est le moment d'inertie par rapport à l'axe de rotation du coude. Les indices h et r dénotent respectivement des quantités similaires relatives à l'humain et au robot.

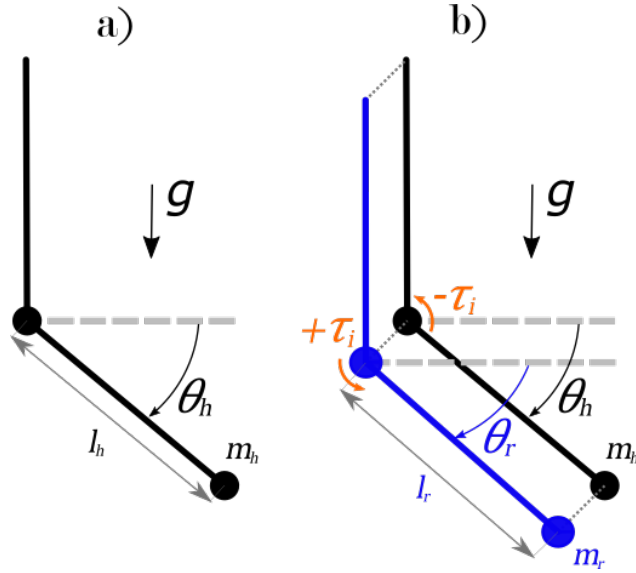


FIGURE 5.1 – *Schéma de l'interaction*

a) Schéma de modélisation de l'articulation du coude humain. **b)** Schéma de modélisation de l'articulation du coude humain (en noir) lors de l'interaction avec l'exosquelette (en bleu).

Il est possible d'obtenir une valeur approximée du couple d'interaction en remplaçant τ_r dans l'équation 5.1 (p.102) par son expression dans l'équation 4.1 (p.91). Ainsi, en considérant que les paramètres estimés dans l'équation 4.1 (p.91) sont connus précisément, le couple d'interaction peut être approximé comme :

$$\tau_i \approx -J_r \ddot{\theta}_r \quad (5.2)$$

De plus, en faisant l'hypothèse que les angles articulaires humain et robot ont des accélérations égales ($\ddot{\theta}_r = \ddot{\theta}_h = \ddot{\theta}$), l'équation du mouvement de l'avant bras humain se simplifie et peut s'écrire comme suit :

$$(J_h + J_r) \ddot{\theta} = \tau_h + \nu_h \dot{\theta} + m_h g l_h \cos \theta \quad (5.3)$$

Ces considérations théoriques montrent que le fait de bouger avec l'exosquelette ABLE avec cette loi de commande provoque une augmentation de l'inertie ressentie par l'utilisateur. En effet, le terme $J_r \ddot{\theta}$ vient s'ajouter à la dynamique de l'avant-bras humain décrite dans l'équation 2.1 (p.49). Nous pouvons noter que cette situation dynamique n'est pas habituelle lorsque nous sommes soumis à la gravité terrestre. En effet, lors d'une situation classique comme le port d'une masse par exemple, à la fois le couple gravitaire ($mgl \cos \theta$) et le couple inertiel ($J\ddot{\theta}$) sont augmentés. Ainsi, lors d'une phase de maintien statique, les individus peuvent inférer la masse de l'objet (et donc l'inertie) à partir des couples gravitaires. Dans cette situation, l'adaptation des commandes motrices à la nouvelle dynamique peut

avoir lieu dès le premier mouvement [Bock 1990]. En revanche, avec le port de l'exosquelette transparent, l'inertie est augmentée mais le couple gravitaire ne varie pas. L'utilisateur ne possède donc pas d'informations sur la masse additionnelle qu'il va devoir mettre en mouvement. Par conséquent, l'adaptation au mode transparent devrait demander plus d'essais que l'adaptation à un port de charge classique. Cependant, l'ajout d'une inertie sans variation des couples gravitaires est une situation qui ressemble davantage à une situation d'apprentissage paramétrique que structurel (voir sous-section 2.3.4, p.72). En effet, la structure de la dynamique est conservée, il faut simplement mettre à jour les paramètres inertiels et gravitaires. De plus, des études sur le port de charge [Bock 1992], sur l'adaptation à des champs de force [Kurtzer et al. 2005] ou en microgravité [Gaveau et al. 2016] suggèrent que le SNC est capable de gérer indépendamment les termes associés aux couples gravitaires et les termes associés aux couples inertiels. Par conséquent, nous pouvons faire l'hypothèse que l'adaptation à l'inertie additionnelle se fera rapidement puisqu'il s'agit d'une situation d'apprentissage paramétrique, mais moins rapidement que dans le cas d'un port de charge classique puisque les couples inertiels ne peuvent pas être déduits des couples gravitaires.

Le processus d'adaptation peut être séparé en deux phases : un régime transitoire (i.e. processus de modification du comportement moteur) et un régime permanent (i.e. comportement final atteint). La première étude présentée dans ce chapitre s'intéresse au processus d'adaptation du premier mouvement réalisé avec l'exosquelette jusqu'à un comportement stable. La seconde étude s'intéresse au comportement moteur final atteint par les utilisateurs après familiarisation avec l'exosquelette. Étant donné que la dynamique des mouvements est modifiée avec l'exosquelette transparent, le comportement atteint après l'adaptation sera très probablement différent de celui sans exosquelette. Notamment, nous verrons qu'un modèle de contrôle optimal peut nous permettre d'expliquer le rôle de l'inertie dans le ralentissement des mouvements réalisés avec l'exosquelette. Enfin, en se basant sur ces résultats, une troisième étude permet d'améliorer la transparence de l'exosquelette.

5.1 Adaptation à une inertie additionnelle : régime transitoire

Nous avons ici pour objectif d'étudier le processus d'adaptation vers un comportement stable. D'un point de vue théorique, le port d'un exosquelette en mode transparent induit des changements de dynamique gravito-inertielle. L'humain est a priori capable de gérer facilement ces changements paramétriques préservant la structure de la dynamique. Nous faisons donc l'hypothèse que l'adaptation à une modification de dynamique gravito-inertielle induite par un exosquelette sera rapide et relativement facile. Cette étude a fait l'objet d'un

article de conférence et d’une communication poster :

- Simon Bastide, Nicolas Vignais, Franck Geffard et Bastien Berret [2019b]. « Analysing human-exoskeleton interaction : on the human adaptation to modified gravito-inertial dynamics ». In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 22.sup1, S507-S509
- Simon Bastide, Nicolas Vignais, Franck Geffard et Bastien Berret [jan. 2019a]. « Adaptation to unfamiliar gravito-inertial dynamics induced by the interaction with an upper-limb exoskeleton ». In : *Progress in Motor Control XII. Amsterdam*

5.1.1 Méthode

Participants

L’étude a été menée sur 21 participants (7 femmes, 14 hommes). Tous étaient droitiers. Leur âge, leur taille et leur poids était respectivement de 24.9 ± 4.7 ans, 175.7 ± 8.4 cm et 68.9 ± 11.1 kg.

Protocole

Les participants devaient réaliser des mouvements de flexion/extension du coude dans le plan vertical en direction de cibles comme décrit dans le chapitre 4 (p.87). Deux cibles lumineuses étaient disposées devant le participant à $+30$ et -30 degrés autour de l’horizontale. Les participants réalisaient donc des mouvements de 60 degrés vers le haut et vers le bas. Les participants devaient pointer en direction de la cible allumée et se stabiliser dessus avant qu’elle ne s’éteigne. Les cibles restaient allumées une seconde. En prenant en compte le temps de réaction, les participants avaient environ 600 à 800 ms pour réaliser le mouvement. Cette durée, bien que simplement indicative, permettait d’influencer les participants pour qu’ils réalisent des mouvements assez rapides. Pour indication, un mouvement de 60 degrés réalisé en 600 ms correspond à une vitesse angulaire au coude de 100 degrés par seconde. Cette vitesse de mouvement induit théoriquement des couples inertiels maximaux quasiment équivalents aux couples gravitaires. L’idée ici est que les mouvements soient suffisamment rapides pour observer des effets des variations d’inertie, mais aussi de laisser la possibilité aux participants d’ajuster légèrement leur vitesse.

La position angulaire du coude et l’activité des deux muscles fléchisseurs et des deux muscles extenseurs du coude ont été enregistrées comme décrit dans la sous-section 4.3 (p.92). Les données ont été enregistrées grâce au goniomètre et aux capteurs EMG illustrés sur la figure 4.5 (p.93).

Les participants ont été familiarisés avec la tâche de pointage. En revanche, aucune fami-

liarisation avec l'exosquelette n'était réalisée au préalable. Ainsi, les premiers essais enregistrés sont les toutes premières interactions physiques des participants avec l'exosquelette. 50 mouvements vers le haut et 50 mouvement vers le bas étaient réalisés.

Traitement des données et analyses statistiques

Les paramètres sur la cinématique et l'activité musculaire étudiés sont décrits dans la méthodologie générale (voir sous-section 4.4.1, p.96). Afin d'estimer le nombre d'essais nécessaires à l'adaptation, nous avons calculé un intervalle de confiance à 95% pour chacun des paramètres sur les 40 derniers mouvements d'un bloc d'essais. Le choix de réaliser l'intervalle de confiance sur les 40 derniers mouvements a été fait après une inspection visuelle des courbes d'adaptation visibles sur la figure 5.2 (p.107). Pour chaque participant, nous avons ensuite compté à partir du début du bloc d'essais, combien de mouvements étaient nécessaires pour que le paramètre observé soit à l'intérieur de l'intervalle de confiance.

5.1.2 Résultats

Analyse de la cinématique

Les durées (MD) des trois premières flexions du coude sont au dessus de l'intervalle de confiance défini sur les 40 derniers mouvements. Les valeurs de vitesse moyenne (mV) et d'accélération maximale (PA) sont aussi significativement plus faibles pour les trois premières flexions. Pour les mouvements vers le bas (i.e. extension du coude), également trois mouvements sont nécessaires pour que les paramètres convergent vers un plateau. L'analyse de l'amplitude des sous-mouvements (A_{sub}) nous indique toutefois que le premier mouvement réalisé avec l'exosquelette est largement différent des autres. En effet, sur ce paramètre, un overshoot de 6.83 ± 3.4 degrés est observé, alors que l'intervalle de confiance sur les 40 derniers mouvements est de $[1.6; 2.0]$ degrés. La différence entre le premier mouvement et les autres est particulièrement visible sur la figure 5.2 (p.107). Par exemple, la durée du premier mouvement apparaît plus longue d'environ 200 millisecondes en comparaison aux durées des mouvements suivants.

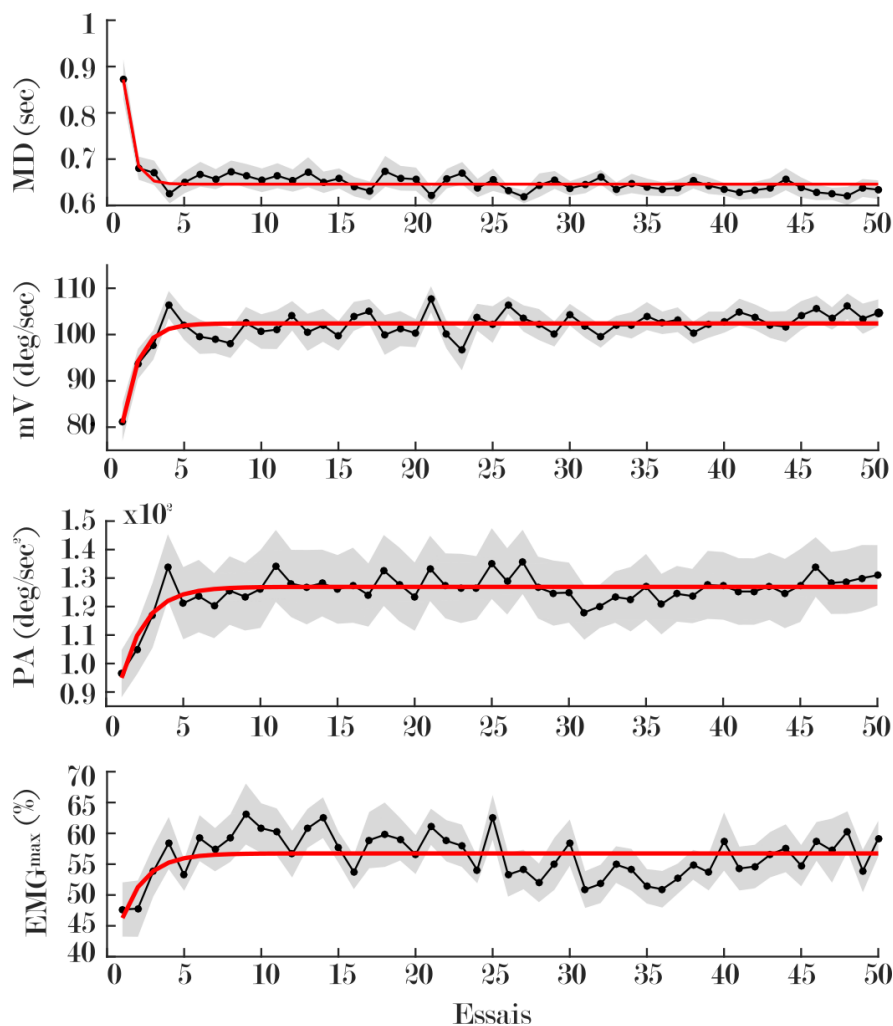


FIGURE 5.2 – *Adaptation de paramètres pour des mouvements de flexion du coude*

La durée des mouvements (MD), la vitesse moyenne (mV), l'accélération maximale (PA) et l'activité maximale (EMG_{max}) des fléchisseurs du coude sont représentées en fonction des essais. Les tracés noirs représentent la moyenne des participants et les zones grisées représentent l'erreur standard. Les tracés rouges sont des courbes exponentielles ajustées aux données réelles.

Analyse des activités musculaires

L'activité des muscles agonistes suit les mêmes tendances que les variables cinématiques, à savoir, une adaptation rapide vers un comportement stable. En effet, seule l'activité des agonistes lors de la première flexion et lors de la première extension du coude est inférieure à l'intervalle de confiance défini sur le plateau. Par exemple, l'activité maximale des extenseurs est de $35 \pm 15.2\%$ lors de la première extension contre une activation de $[51.2; 53.6]\%$ sur les 40 derniers essais.

5.1.3 Discussion

Six mouvements complets (i.e. trois flexions et trois extensions du coude) semblent nécessaires pour que les participants s’adaptent à la nouvelle dynamique induite par l’exosquelette. Le fait qu’un overshoot important soit observé uniquement sur le premier mouvement montre que les participants sont capables de s’adapter très rapidement pour réaliser la tâche correctement. Les mêmes conclusions peuvent être tirées de l’augmentation rapide de l’activité des muscles agonistes. La faible activité musculaire observée sur le premier mouvement (i.e. première flexion), combinée avec un premier mouvement trop lent suggère que les participants sous-estiment l’inertie additionnelle apportée par l’interaction avec l’exosquelette. De plus, l’overshoot important lors du tout premier mouvement semble indiquer que les participants ne parviennent pas à freiner efficacement leur mouvement, sans doute aussi à cause de l’inertie de l’exosquelette. En effet, comme l’exosquelette compense son propre poids, les participants ne peuvent pas estimer sa masse, et ils ne peuvent donc pas planifier leur mouvement en cohérence avec la dynamique induite par l’interaction. En effet, l’adaptation observée est moins rapide que lors d’un mouvement réalisé avec une masse ([Bock 1990]), situation dans laquelle les participants peuvent estimer la masse avant de bouger grâce au couple gravitaire. Avec l’exosquelette, quelques mouvements suffisent pour que les participants adaptent leur planification et fournissent des activités musculaires prenant en compte l’inertie additionnelle dans la dynamique. L’adaptation rapide observée tend donc à confirmer la capacité des participants à gérer facilement une nouvelle dynamique gravito-inertielle, dès lors qu’ils ont connaissance des paramètres de la dynamique à gérer.

5.2 Adaptation à une inertie additionnelle : régime permanent

L’étude présentée précédemment nous renseigne sur le fait que lors de l’interaction avec l’exosquelette induisant une nouvelle dynamique gravito-inertielle, l’adaptation est rapide et un comportement stable est atteint en moins de cinq mouvements. Nous pouvons maintenant étudier les différences entre le comportement atteint avec l’exosquelette et un comportement de référence, sans exosquelette, bien connu dans la littérature.

Cette étude a fait l’objet de deux articles de conférence :

- Simon Bastide, Nicolas Vignais, Franck Geffard et Bastien Berret [nov. 2017]. « Analysis of human-exoskeleton interactions : an elbow flexion/extension case study ». In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 20(sup1), p. 9-10
- Simon Bastide, Nicolas Vignais, Franck Geffard et Bastien Berret [oct. 2018]. « Interacting with a “Transparent” Upper-Limb Exoskeleton : A Human Motor Control

5.2.1 Méthode

Participants

18 participants (7 femmes, 11 hommes) ont pris part à l'étude. Tous étaient droitiers et ne présentaient aucun déficit moteur. Leur âge, taille et poids moyen était respectivement de 24.3 ± 5.0 ans, 177.4 ± 9.8 cm et 71.4 ± 17.0 kg.

Protocole

Les participants étaient soumis à une phase de familiarisation avec l'exosquelette. Ils devaient ensuite réaliser des mouvements de flexion/extension du coude dans le plan vertical en direction de cibles comme décrit dans le chapitre 4 (p.87). La position angulaire du coude était mesurée grâce à un goniomètre (voir figure 4.5, p.93). Cinq cibles étaient disposées devant le participant afin d'induire des mouvements d'amplitude de 20° , 40° , 60° , 80° et 100° . Afin de mesurer l'impact du port de l'exosquelette sur le mouvement, les participants réalisaient les mêmes mouvements avec et sans l'exosquelette. Pour résumer, l'expérience proposait trois conditions : la direction du mouvement (haut/bas), l'amplitude du mouvement et le port de l'exosquelette (avec/sans). Pour chaque situation, 10 répétitions étaient demandées, soit un total de 200 mouvements distincts pour chaque participant (5 amplitudes \times 2 directions \times 2 avec/sans exosquelette \times 10 répétitions). Contrairement à l'expérience précédente, la tâche ne présentait aucune contrainte sur la vitesse des mouvements. Les participants avaient pour consigne de bouger à la vitesse qui leur paraissait la plus naturelle possible.

Traitement des données et analyses statistiques

Les paramètres cinématiques décrits dans la méthodologie générale (voir sous-section 4.4.1, p.96) ont été étudiés. De plus, une analyse de dynamique inverse a été réalisée en se basant sur l'équation 5.3 (p.103). Pour chaque participant, nous avons calculé le travail absolu (valeur absolue de la puissance au coude) et l'intégrale du carré du couple net au coude. Cette dernière grandeur peut être interprétée comme une estimation de la dépense d'énergie liée à la déperdition d'énergie thermique. Pour cela, nous avons utilisé les paramètres anthropométriques des participants estimés à partir de tables anthropométriques de référence [Winter 1990]. Le coefficient de viscosité ν_h a été fixé à 0.05 [Venture et al. 2006].

Les analyses statistiques ont été réalisées avec des t-tests appariés pour comparer les effets macroscopiques du port de ABLE 7D, indépendamment de la direction ou de l'amplitude des

mouvements. Ensuite, des ANOVA à mesures répétées à deux facteurs ont été réalisées pour observer l'effet de la direction des mouvements et du port de l'exosquelette, indépendamment des amplitudes. Enfin, des régressions linéaires ont été effectuées entre les paramètres d'intérêt et les amplitudes des mouvements pour observer l'effet de la direction et du port d'ABLE 7D au regard des amplitudes des mouvements. Un seuil de significativité à 0.05 a été fixé pour toutes les analyses statistiques.

Modèle prédictif de contrôle optimal

L'objectif est ici de reproduire la vitesse de mouvement choisie par les sujets avec et sans exosquelette. Un modèle de contrôle optimal hybride *minimum torque change* (voir sous-section 2.3.6, p.76) est utilisé pour simuler le changement de comportement que pourrait provoquer l'interaction. Ce modèle fait l'hypothèse que les trajectoires des mouvements sont choisies pour minimiser la fonction de coût suivante :

$$C(u) = \int_0^{t_u} (u^2 + g(t))dt \quad (5.4)$$

où $u = \dot{\tau}$ est la variable de contrôle (ou commande motrice) et $\theta, \dot{\theta}, \tau$ sont les variables contrôlées (ou les trajectoires de mouvement produites). La fonction de coût contient deux termes (comparable à la forme générale de l'équation 2.6, p.80) : le terme u^2 est le coût associé à la trajectoire, il mesure ici l'effort physique du mouvement par rapport au carré de la variable de contrôle. Le terme $g(t)$ correspond au coût associé au passage du temps. L'avantage de cette fonction de coût hybride avec pénalisation du temps et de l'effort est qu'elle permet de prédire un temps de mouvement à partir d'une amplitude donnée. Cela permet notamment de l'utiliser pour simuler des relations amplitude/vitesse et les comparer aux données réelles.

Le modèle est appliqué sur les données des mouvements haut et bas moyennées, de sorte que l'effet de la gravité sur ces variables est négligé ici. Ce modèle prédit des profils de vitesse lisses et en cloche classiquement observés pour ce type de mouvements (voir sous-section 2.3.1, p.59). Dans un premier temps, $g(t)$ est estimé pour chaque participant à partir de données expérimentales sur les mouvements sans exosquelette. Il est possible de prédire la durée des mouvements lorsqu'ils portent l'exosquelette, autrement dit, en présence d'un moment d'inertie supplémentaire produit par le robot. Cette démarche suppose que les participants planifient leurs mouvements en fonction des mêmes mécanismes de contrôle optimaux avec et sans l'exosquelette. Les résultats obtenus grâce à ce modèle sont utilisés pour faciliter l'interprétation des observations empiriques.

5.2.2 Résultats

Analyse cinématique

Les propriétés cinématiques des mouvements enregistrés sont cohérentes avec les observations issues de la littérature pour des mouvements dirigés vers un but (*goal directed movement* dans la littérature). En effet, les trajectoires de position, vitesse et accélération illustrées sur la figure 2.8 (p.62) possèdent, par exemple, les mêmes formes que celles enregistrées par Gottlieb et al. [1989]. En particulier, la forme en cloche des profils de vitesse est caractéristique d'un mouvement de pointage. Toutefois, nous observons une diminution de la vitesse et de l'accélération des mouvements lors du port de l'exosquelette ABLE 7D. Ce phénomène est accompagné d'une augmentation significative du temps de mouvement ($t = 17.7, p < 0.01$). Nous pouvons également remarquer que, sur la figure 5.3 (p.111), les trajectoires du couple au coude et de la puissance développée par les participants suivent respectivement l'évolution de l'accélération et de la vitesse.

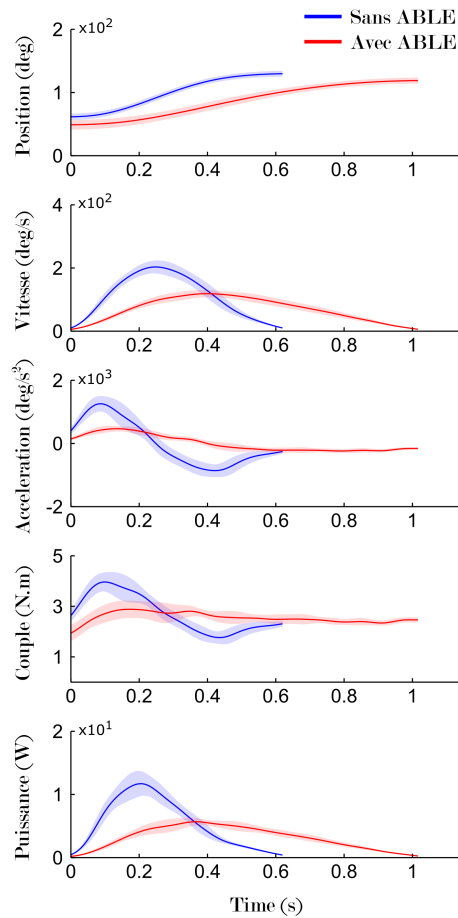


FIGURE 5.3 – *Évolution temporelle des variables cinématiques et dynamiques*

Les courbes sont la moyenne de 10 essais (\pm SD en zone ombragée) lors d'un mouvement de 60 degrés réalisé par un participant représentatif.

Relation amplitude/vitesse et asymétries directionnelles

D'autres caractéristiques cinématiques comme la relation linéaire amplitude/vitesse des mouvements ou les asymétries directionnelles des profils de vitesse (voir sous-section 2.3.1, p.59) ont été analysées. Les régressions linéaires appliquées sur les relations amplitude/vitesse ont une pente significativement moins élevée lors de l'interaction avec l'exosquelette (voir figure 5.4a, p.113), et ce pour les deux directions de mouvement ($F_{1,17} = 124.2, p < 0.01$). En moyenne, la vitesse du mouvement est 30% plus élevée sans l'exosquelette. Cependant, les coefficients de détermination (R^2) sont élevés avec et sans exosquelette. Cela signifie que la nature linéaire des relations amplitude/vitesse est conservée avec l'exosquelette ABLE 7D.

Ensuite, les résultats sur les asymétries directionnelles (voir sous-section 2.3.2, p.63) ne montrent pas de différences significatives entre les mouvements avec et sans exosquelette ($F_{4,170} = 1.14, p = 0.29$). Dans les deux cas, l'indice d'asymétrie ($rtPV_{down} - rtPV_{up}$, voir sous-section 4.4.1, p.96) est compris entre 0.1 et 0.02, quelle que soit l'amplitude. Ainsi, malgré un ralentissement du mouvement, la linéarité des relations amplitude/vitesse des mouvements ainsi que les asymétries directionnelles des profils de vitesse sont conservées.

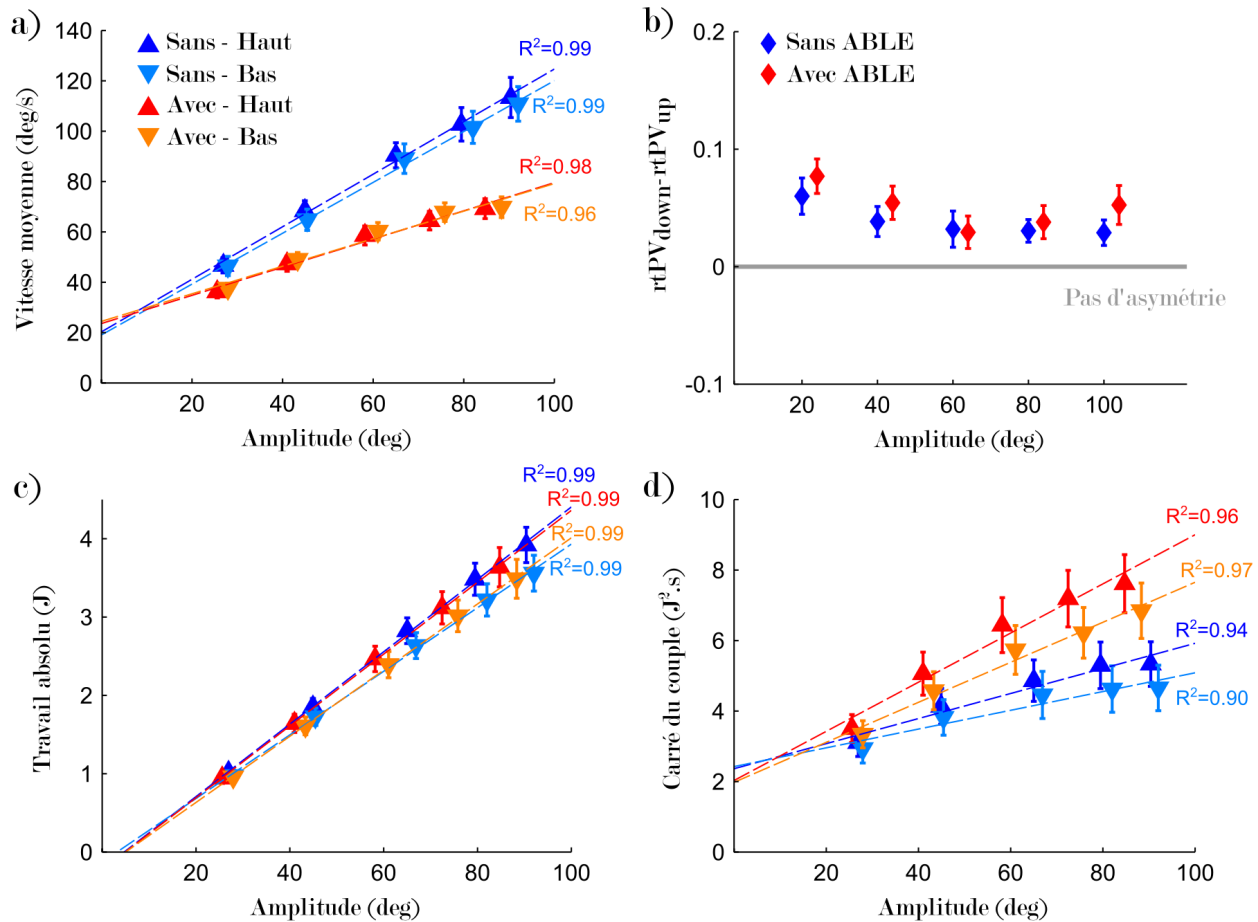


FIGURE 5.4 – *Régressions linéaires sur les paramètres d'intérêt*
a) Vitesse angulaire moyenne ; **b)** Indice d'asymétries directionnelles ; **c)** Travail absolu ; **d)** Somme des carrés des couples. Toutes les variables sont représentées en fonction de l'amplitude des mouvements moyennés sur tous les participants. Les droites en pointillé représentent les régressions linéaires avec leur coefficient de détermination associé (R^2)

Analyse dynamique et énergétique

Étant donné l'inertie additionnelle induite par le port de l'exosquelette (voir l'équation 5.3, p.103), une augmentation du travail absolu était attendu. Cependant, nous n'avons pas observé de différences significatives entre les pentes des relations amplitude/travail absolu pour les mouvements avec et sans exosquelette ($F_{1,17} = 0.66, p = 0.42$). Cela peut s'expliquer par le fait que le ralentissement du mouvement tend à compenser le couple inertiel théoriquement plus élevé lors du port de l'exosquelette. De plus, comme le travail du couple gravitaire ne dépend que de l'amplitude du mouvement, les résultats illustrés sur la figure 5.4 c) (p.113) suggèrent que le travail du couple dynamique est égal avec et sans exosquelette.

Les résultats obtenus sur l'intégrale du carré du couple net (i.e. dépense d'énergie) montrent que bouger avec ABLE 7D nécessite une plus grande quantité de couple au carré ($F_{1,17} = 49.8, p < 0.01$). De plus, les mouvements vers le haut nécessitent aussi une plus

grande quantité de couple au carré ($F_{1,17} = 49.5, p < 0.01$).

Modèle explicatif du ralentissement du mouvement

Les relations amplitude/vitesse prédites par le modèle de contrôle optimal décrit dans l'équation 5.4 (p.110) montrent les mêmes tendances que celles obtenues à partir des données expérimentales avec ABLE 7D. Même si le modèle prédit des mouvements légèrement plus rapides, les coefficients de détermination sont très proches et la réduction de la vitesse est nette par rapport aux données expérimentales sans exosquelette.

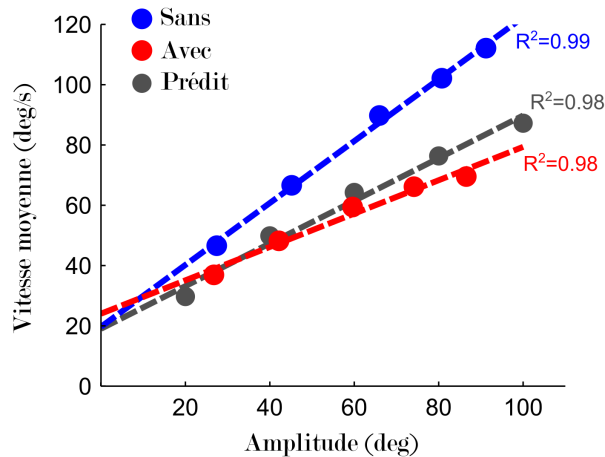


FIGURE 5.5 – *Comparaison des relations amplitude/vitesse réelles et prédites*

Les relations amplitude/vitesse réelles avec et sans exosquelette sont moyennées entre les directions des mouvements. La relation amplitude/vitesse prédite avec ABLE 7D est calculée à partir du modèle de contrôle optimal. Les droites en pointillé représentent les régressions linéaires avec leur coefficient de détermination associé (R^2)

5.2.3 Discussion

Cette étude avait pour objectif d'analyser et comprendre l'impact du port d'un exosquelette actionné sur le contrôle moteur humain. L'effet de l'interaction avec l'exosquelette a été étudié au regard de principes robustes du mouvement humain largement renseignés dans la littérature (voir section 2.3, p.58). Des mouvements simples de flexion-extension du coude, faisant intervenir un degré de liberté ont été étudiés ici. Des mouvements de pointage dirigés vers un but ont été analysés principalement sous deux conditions : avec et sans l'exosquelette de membre supérieur ABLE 7D.

Les premières observations montrent nettement que l'exosquelette ABLE 7D n'est pas parfaitement transparent et qu'il a un impact non négligeable sur les mouvements. Ces résultats sont cohérents avec des études précédentes utilisant le même exosquelette [Jarrassé

et al. 2008a, 2010]. Le temps nécessaire pour réaliser la tâche a été augmenté de 30% environ lors du port de l'exosquelette. En particulier, la différence de vitesse de mouvement avec et sans exosquelette augmente avec l'amplitude du mouvement. Ainsi, même pour une tâche simple de flexion-extension du coude, le port de l'exosquelette ralentit le mouvement. D'un point de vue pratique, cela pourrait avoir des conséquences néfastes en terme de productivité et d'acceptabilité du dispositif dans un contexte industriel ou de réhabilitation. D'après nos considérations théoriques, ce phénomène pourrait être causé par une inertie additionnelle induite par l'exosquelette. Les résultats obtenus avec le modèle de contrôle optimal ainsi que des résultats d'études préalables dans la littérature en contrôle moteur viennent appuyer cette hypothèse. En effet, une baisse de la vitesse des mouvements est observée lors de l'augmentation de l'inertie du membre en mouvement obtenue en y attachant une charge [Bock 1990]. Toutefois, la manipulation d'une masse induit une variation proportionnelle des couples inertiels et gravitaires. Dans le cas du port de l'exosquelette, seuls les couples inertiels augmentent et le couple gravitaire n'est théoriquement pas modifié. Le fait d'interagir avec l'exosquelette ABLE 7D induit donc une situation dynamique peu commune, qui n'est généralement pas expérimentée dans la vie quotidienne. Malgré cela, les participants ont réussi à s'accommoder à cette nouvelle dynamique et à réaliser correctement la tâche après une familiarisation. Ils ont aussi montré une bonne répétabilité entre les mouvements. Le rôle de l'inertie dans le ralentissement des mouvements semble prépondérant mais certaines limites peuvent être soulignées. Par exemple, les vitesses enregistrées dans cette étude ne sont peut-être pas assez élevées pour induire des couples inertiels suffisamment importants par rapport aux couples gravitaires, notamment parce que la vitesse des mouvements était laissée libre pour les participants. Le ralentissement des mouvements pourrait alors être uniquement dû à une mauvaise compensation des frottements de l'exosquelette ou à un inconfort ressenti par les participants. Il serait intéressant de tester des mouvements plus rapides, ou d'augmenter le moment d'inertie de l'exosquelette pour accentuer la proportion des couples inertiels.

Malgré ces résultats sur la diminution de la vitesse des mouvements, d'autres résultats encourageants ont été observés. Les mouvements réalisés avec l'exosquelette ABLE 7D conservent des principes fondamentaux de la motricité humaine. En effet, la linéarité des relations amplitude/vitesse est conservée. Cela signifie que le SNC continue d'augmenter la vitesse du mouvement en fonction de la distance à parcourir. Ensuite, les asymétries directionnelles des profils de vitesse sont aussi conservées lors de l'interaction avec l'exosquelette. Cette observation est cohérente avec le fait que l'exosquelette ne modifie pas le couple gravitaire puisque les asymétries sont des signatures de l'utilisation de la gravité dans la planification des mouvements [Papaxanthis et al. 1998a; Gaveau et al. 2016]. Ces dernières considérations peuvent d'ailleurs être interprétées comme une preuve de l'efficacité de la compensation gravitaire du contrôleur de l'exosquelette.

Le fait que ces deux caractéristiques fondamentales soient conservées avec l'exosquelette suggère que les propriétés cinématiques du mouvement humain sont davantage remises à l'échelle que complètement dénaturées.

Sur le plan énergétique, les participants semblent faire un compromis entre l'augmentation de l'inertie induite par l'exosquelette et la diminution de la vitesse de mouvement. D'un côté, l'inertie additionnelle devrait augmenter le travail et la quantité de couple dynamique. De l'autre côté, la diminution de la vitesse tend à diminuer le couple dynamique. Dans l'ensemble, le port de l'exosquelette n'entraîne pas d'augmentation de la puissance à l'articulation du coude. En revanche, il entraîne une plus grande quantité de carré du couple qui est supposé varier avec la dépense d'énergie. Cela peut indiquer que la dépense d'énergie métabolique est plus élevée en bougeant avec l'exosquelette ABLE 7D, même en mode transparent.

Nous pouvons également noter que le fait d'agir contre la gravité coûte de l'énergie. Par conséquent, un mouvement d'une durée plus longue coûtera plus d'énergie. Cependant, bouger plus rapidement pour réduire la dépense d'énergie due à la lutte contre la gravité implique nécessairement une augmentation du travail du couple dynamique à cause de l'inertie additionnelle. Pour cette raison, il est difficile de savoir si une stratégie meilleure que celle utilisée par les participants pourrait être efficace ici. En outre, en plus de l'inertie additionnelle, le port de l'exosquelette applique certainement d'autres contraintes. Des défauts d'alignement et une compensation imparfaite de la dynamique de l'exosquelette sont inévitables pendant l'IHE. Comme nous l'avons vu dans la revue de littérature, cela peut perturber le mouvement humain. Par exemple, une augmentation des frottements à cause du port de l'exosquelette est fortement probable. La prise en compte de ces frottements pourrait d'ailleurs améliorer la prédiction du modèle de contrôle optimal utilisé pour simuler la vitesse de mouvement en fonction de l'amplitude. Les mouvements simulés sont en effet légèrement trop rapides par rapport aux données expérimentales.

Nous pouvons conclure de cette étude que le fait de bouger avec l'exosquelette en mode transparent a un impact non négligeable, mais prévisible, sur le mouvement humain. Les principes connus du contrôle moteur persistent tout de même lors des mouvements réalisés avec ABLE 7D, ce qui suggère que les différences proviennent en grande partie de l'inertie supplémentaire, malgré la complexité de l'interaction. En revanche, la dépense d'énergie tend à augmenter avec l'exosquelette. Ce dernier point doit être tempéré par le fait que, lors du port de charges lourdes, le gain d'énergie apporté par la compensation de charge du robot surpassera cette perte d'énergie.

5.3 Amélioration de la loi de commande transparente

Nos études ont permis de mettre en exergue que l'interaction avec l'exosquelette ABLE 7D avait un impact non négligeable sur la motricité nominale des utilisateurs. En effet, les participants s'adaptent rapidement au nouvel environnement dynamique induit par l'exosquelette, mais le comportement vers lequel ils tendent est différent du comportement sans exosquelette. À l'évidence, les résultats montrent que l'exosquelette n'est pas parfaitement transparent, alors que la loi de commande est conçue pour qu'il le soit. Au cours de la revue de littérature, nous avons vu que la transparence parfaite n'était pas atteignable (voir section 1.3, p.24). Cependant, des améliorations peuvent être apportées à la loi de contrôle afin d'améliorer significativement la transparence. En particulier, la compensation d'une partie de l'inertie ainsi que l'amélioration de la compensation de la dynamique de l'exosquelette pourraient réduire l'impact négatif qu'il peut avoir sur les mouvements des utilisateurs. L'étude présentée dans la suite de cette section a fait l'objet d'une publication dans la revue *Robotica* :

- Dorian Verdel, Simon Bastide, Nicolas Vignais, Olivier Bruneau et Bastien Berret [2021]. « An Identification-Based Method Improving the Transparency of a Robotic Upper Limb Exoskeleton ». In : *Robotica*, p. 1-18

Cette publication traite de la méthode d'identification utilisée pour améliorer l'estimation des paramètres de ABLE 4D, de comment les résultats de l'identification sont utilisés pour améliorer la transparence, et enfin de l'évaluation de l'amélioration de la transparence. Cette section présente l'amélioration de la transparence et son évaluation. La partie traitant de la méthode d'identification ne sera pas détaillée puisqu'elle fait l'objet d'un travail mené par un autre doctorant. De plus, elle n'est pas essentielle par rapport aux thématiques abordées dans ces travaux de thèse.

5.3.1 Méthode

Participants

L'expérience a été menée sur 6 participants (3 femmes, 3 hommes) droitiers ne présentant aucun déficit moteur. Leur âge, taille et poids moyen étaient respectivement de 25.0 ± 1.3 , 175.5 ± 5.6 cm et 63.5 ± 6.1 kg. Tous les participants étaient naïfs des conditions expérimentales auxquelles ils étaient confrontés.

Protocole

La tâche consistait à réaliser des mouvements de pointage dans le plan sagittal en direction de cibles comme décrit dans la méthodologie générale (voir section 4.2.2, p.91). Les

cibles étaient projetées sur un écran placé devant le participant. Un pointeur représentant la projection de la ligne avant-bras - index était affiché à l'écran. Le pointage était considéré comme réussi si le participant parvenait à placer et garder le pointeur à l'intérieur de la cible pendant environ 2 secondes. Une fois cette condition satisfaite, une nouvelle cible apparaissait et le participant devait à nouveau réaliser un mouvement de pointage en direction de la nouvelle cible. La position de départ des mouvements était à 30 degrés sous l'horizontale. Cinq amplitudes de mouvement étaient demandées : des rotations du coude de 12, 24, 36, 48 et 60 degrés. Les mouvements étaient réalisés dans quatre conditions expérimentales détaillées ci-après. L'ordre des amplitudes et des conditions était randomisé pour tous les participants. Pour chaque condition et pour chaque amplitude, 10 mouvements vers le haut et 10 mouvements vers le bas étaient réalisés. Chaque participant réalisait donc un total de 400 mouvements. Une pause d'environ 2 minutes était accordée tous les 50 mouvements pour éviter les effets liés à la fatigue.

Parmi les quatre conditions proposées, la condition contrôle, nommée *Ctrl*, était réalisée sans exosquelette. Les trois autres étaient réalisées avec l'exosquelette contrôlé avec différentes lois transparentes. Pendant la tâche, les participants étaient debout, le dos contre la structure rigide de l'exosquelette. Dans le cas des mouvements réalisés avec l'exosquelette, l'avant-bras était attaché au robot grâce à une sangle. Pour empêcher les mouvements du poignet et améliorer l'interaction avec l'exosquelette, les participants portaient une attelle de poignet dans toutes les conditions.

Les données ont été enregistrées grâce à la configuration expérimentale utilisant le système *Qualisys* illustrée sur la figure 4.6 (p.94) dans la méthodologie générale. Nous avons utilisé la version 4D de l'exosquelette ABLE dans cette étude (voir figure 4.2, p.90).

Les différentes lois de commande transparentes

Trois lois de commande ont été implémentées. La première loi utilisée est la même que dans les études précédentes. Elle est présentée dans la méthodologie générale (voir sous-section 4.1.4, p.90). Pour rappel, il s'agit d'un contrôle de position en boucle fermée, elle sera nommée *CLPos* (*Closed-Loop Position*) dans la suite de ce chapitre. En revanche, les deux nouvelles lois testées sont des contrôles en boucle ouverte basés uniquement sur de la compensation de la dynamique du robot. En plus d'une structure de commande différente, les deux nouvelles lois bénéficient d'une estimation des paramètres du robot plus précise que la loi *CLPos*. Une particularité est notamment l'utilisation de modèles de compensation différents pour les mouvements vers le haut et vers le bas (voir Verdel et al. 2021 pour plus de détails). Dans la deuxième loi, la compensation des frottements n'est pas prise en compte. L'idée est ici de tester l'effet d'une compensation incomplète de la dynamique. La troisième loi, quant à elle, effectue une compensation complète de la dynamique du robot. Ces choix

nous permettent de comparer différents niveaux de transparence au cours de l'expérience. La loi de compensation complète sera nommée *FC* (*Full Compensation*), et la loi sans compensation des frottements sera nommée *PC* (*Partial Compensation*). Les lois *FC* et *PC* sont basées sur une compensation pure du modèle dynamique du coude du robot. Ces lois sont dites en boucle ouverte car aucune boucle de rétro-contrôle n'est utilisée pour s'assurer que les efforts estimés grâce au modèle sont cohérents avec ce que fait l'utilisateur et la position du robot n'est pas non plus régulée. Le bon comportement de ces lois est très dépendant des résultats de l'identification des paramètres du modèle. Une identification précise est donc cruciale.

Pour ces deux lois, la position de référence du membre supérieur des participants est assurée par une immobilisation des 3 axes de l'épaule du robot. D'un point de vue expérimental, il est important de noter que, pour des raisons techniques, la position de référence n'a pas pu être figée pour la loi *CLPos*. En effet, cette loi ne permettait pas de réaliser un gel des articulations de l'épaule avec un contrôle en position classique en même temps que l'utilisation de la loi transparente pour l'articulation de coude. Afin de réduire cette différence entre les lois de contrôle, le robot était maintenu manuellement dans la position de référence pendant l'expérience pour la condition *CLPos*. En ce qui concerne la comparaison des lois entre elles, ce biais est en faveur de la loi *CLPos* vis-à-vis de la transparence à cause de sa tendance à diminuer la rigidité du système et donc à rendre possible des mouvements d'ajustement des participants.

Lors de l'expérience précédente (voir section 5.2, p.108) nous avons vu que l'absence de compensation de l'inertie était néfaste pour la transparence. Cependant, nous avons vu aussi au cours de la revue de littérature qu'il était impossible de compenser la totalité de l'inertie sans anticiper l'intention de l'utilisateur (voir sous-section 1.3.2, p.30). Dans notre cas, il est également difficile d'obtenir une mesure fiable de l'accélération à partir des positions mesurées par les encodeurs, en particulier pour de faibles vitesses. Ainsi, pour les lois *FC* et *PC*, une loi simulant les effets inertiels est appliquée directement sur la vitesse. Elle est définie comme suit :

$$\hat{M}(x, \dot{\theta}_r) = J_r(x)\dot{\theta}_r^k \quad (5.5)$$

avec $\hat{M}(x, \dot{\theta}_r)$ le couple pseudo-inertiel estimé et $J_r(x)$ l'inertie identifiée de l'avant bras de l'exosquelette. J_r est fonction de x , la position du chariot coulissant présent sur la version d'ABLE 4D. $\dot{\theta}_r$ est la vitesse articulaire du coude du robot obtenue par dérivation de la position mesurée. k est un paramètre de réglage de cette loi. Sa valeur a été fixée au cours de tests préliminaires sur cinq sujets différents de ceux ayant pris part à l'expérience. En se basant sur le ressenti subjectif des participants, les valeurs de $k = -1$ pour les mouvements vers le bas, et $k = -1.9$ pour les mouvements vers le haut ont été choisies car elles permettaient de

minimiser les vibrations et la résistance au mouvement. En utilisant ces paramètres, les participants de l'étude principale n'ont pas signalé de vibrations, de blocage ou d'inconfort. Un seuil de vitesse pour le déclenchement de cette compensation pseudo-inertielle est nécessaire, il a été fixé à ± 0.15 radians par seconde dans notre étude. Cette loi a pour effet d'augmenter les courants moteurs lorsque la vitesse est faible pour lutter contre l'inertie. A l'inverse, elle permet de diminuer les courants moteurs liés à l'inertie lorsque la vitesse est élevée. En effet, une vitesse élevée correspond généralement à une accélération de l'humain relativement faible dans le cas d'un mouvement de pointage à un degré de liberté en raison des profils de vitesse en cloche (*bell-shaped* dans la littérature). Les architectures des lois de contrôle *FC* et *PC* sont décrites dans la figure 5.6 (p.120).

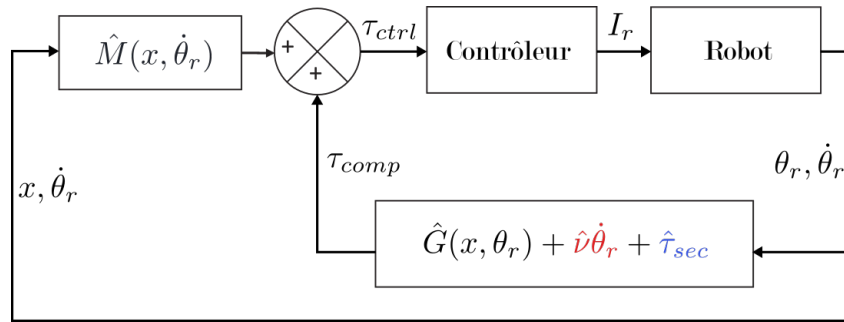


FIGURE 5.6 – *Schéma de contrôle pour les lois FC et PC*

Le schéma de contrôle décrit les deux nouvelles lois implémentées : **Bleu** : $\tau_{sec} = 0$ pour la loi *PC*. **Rouge** : $\nu \neq 0$ pour la loi *FC*. Le terme $\hat{M}(x, \dot{\theta}_r)$ permet de réaliser une pseudo-compensation de l'inertie en se basant sur la vitesse $\dot{\theta}_r$ et la position du chariot x .

Traitement des données

La position angulaire du coude humain a été calculée comme l'angle entre la direction de l'avant bras et la verticale à partir des données cinématiques enregistrées parce que le marqueur du coude était la plupart du temps occulté par l'exosquelette. Le traitement des données et le calcul des paramètres ont été réalisés conformément aux méthodes décrites dans la section 4.4 (p.96) de la méthodologie générale.

Évaluation de la transparence

Une première évaluation de la transparence est réalisée en utilisant les indices cinématiques simples et largement décrits dans la littérature. En utilisant la même approche que dans les études précédentes, nous souhaitons observer l'impact des différents niveaux de transparence sur des variables caractéristiques des mouvements humains.

La tâche de pointage réalisée par les participants ne présentait aucune contrainte de vitesse ou de durée. Dans une telle situation (i.e. un mouvement non contraint dirigé vers un but), les

mouvements sont caractérisés par des profils de vitesse en forme de cloche (voir sous-section 2.3.1, p.59). Des paramètres basiques comme la durée et la vitesse des mouvements sont donc un premier niveau de description pertinent pour évaluer les effets des lois de contrôle sur la cinématique. Nous avons également vu qu’une relation affine robuste existait entre la vitesse (ou la durée) et l’amplitude des mouvements. L’étude précédente (voir section 5.2, p.108) nous a montré que la loi de contrôle *CLPos* avait tendance à ralentir le mouvement, quelle que soit l’amplitude, mais que la linéarité de cette relation amplitude/durée n’était pas affectée. Ici, nous considérons que la conservation de cette linéarité entre l’amplitude et la vitesse des mouvements est une condition nécessaire pour qualifier une loi de transparente. L’influence de la loi de contrôle sur les paramètres basiques du mouvement (i.e. durée, amplitude etc.) est, quant à elle, une première approche pour évaluer le niveau de transparence atteint.

Parmi les indices précédemment utilisés, aucun ne permet d’établir une relation entre la commande motrice des utilisateurs et l’accélération résultante de l’avant-bras humain. Il s’agit pourtant d’un indicateur clé pour évaluer la transparence. En effet, il est important de savoir en quoi le port de l’exosquelette affecte le rendement entre ces deux variables. Nous avons vu que des liens forts existaient entre l’accélération d’un mouvement et l’intensité et la durée des bouffées des muscles agonistes (vois sous-section 2.3.2, p.63). Pour rendre compte de ce rendement entre activité musculaire agoniste et accélération, nous définissons un nouvel indice comme le ratio entre la RMS de l’activité des muscles agonistes et l’accélération maximale atteinte pendant le mouvement. La valeur obtenue est ensuite normalisée et soustraite à la valeur obtenue dans la condition *Ctrl* (i.e. sans exosquelette). Une expression de cet indice est donnée ci-dessous :

$$EMG/Acc = \frac{1}{C} \left(\frac{EMG_{RMS,ag}}{PA_h} \right) - 1 \quad (5.6)$$

avec *EMG/Acc* le nom donné à ce nouvel indice, $EMG_{RMS,ag}$ est l’activation RMS moyenne des muscles agonistes, PA_h est le pic d’accélération angulaire du coude humain atteint au cours du mouvement et $C = EMG_{RMS,ag}/PA_h$ est le ratio obtenu en condition contrôle, sans exosquelette. Une valeur de cet indice égale à zero indique que le ratio entre l’activation des muscles agonistes et l’accélération provoquée est le même que sans exosquelette. Les informations apportées par cet indice sont intéressantes car il intègre des mesures relatives à l’initiation du mouvement. Il peut permettre de capturer des informations pertinentes sur la planification du mouvement des participants et les perturbations induites par l’exosquelette et les différentes lois de contrôle. Comme nous l’avons vu dans la revue de littérature, la planification des mouvements peut être largement affectée par des perturbations extérieures qui vont être intégrées aux modèles internes. Pour résumer, cet indice peut nous informer sur l’anticipation que font les participants de la dynamique qu’il vont avoir à gérer.

Cet indice sera calculé uniquement pour les mouvements vers le haut. En effet, pour les mouvements vers le bas, la gravité travaille dans le même sens que les muscles agonistes.

L'activation des muscles extenseurs n'est donc pas seule responsable de l'accélération. De plus, pour des mouvements réalisés à vitesse naturelle, les mouvements vers le bas sont davantage provoqués par une désactivation des muscles antagonistes que par une activation des muscles agonistes (voir sous-section 2.3.2, p.63). Ainsi, dans l'expérience présente, comme les mouvements ne sont pas particulièrement rapides, les bouffées des muscles extenseurs du coude enregistrées pour les mouvements vers le bas sont trop faibles pour être exploitées.

Analyses statistiques

A cause d'un faible nombre de participants (ici $N = 6$), des tests statistiques non-paramétriques ont été utilisés. Le test de Friedman a été utilisé pour comparer les paramètres au travers des différentes conditions. Les comparaisons post-hoc ont été réalisées au moyen du test de Nemenyi. Les tests statistiques ont été réalisés avec la librairie **R** PMCMR [Pohlert 2014]. Les tests de Nemenyi ont été réalisés séparément pour les mouvements vers le haut et vers le bas pour les analyses sur les relations amplitude/vitesse. Pour les raisons expliquées dans le paragraphe précédent, le test de Nemenyi a été utilisé seulement pour les mouvements vers le haut sur l'indice *EMG/Acc*. Pour l'ensemble des tests statistiques, le seuil de significativité a été fixé à 0.05.

5.3.2 Résultats

Cinématique générale

L'observation qualitative des trajectoires des mouvements est un premier niveau d'analyse. La figure 5.7 (p.123) illustre les trajectoires représentatives d'un participant. Nous pouvons remarquer que les profils de vitesse conservent leur forme en cloche et que la forme générale des profils d'accélération est également conservée au travers des conditions expérimentales.

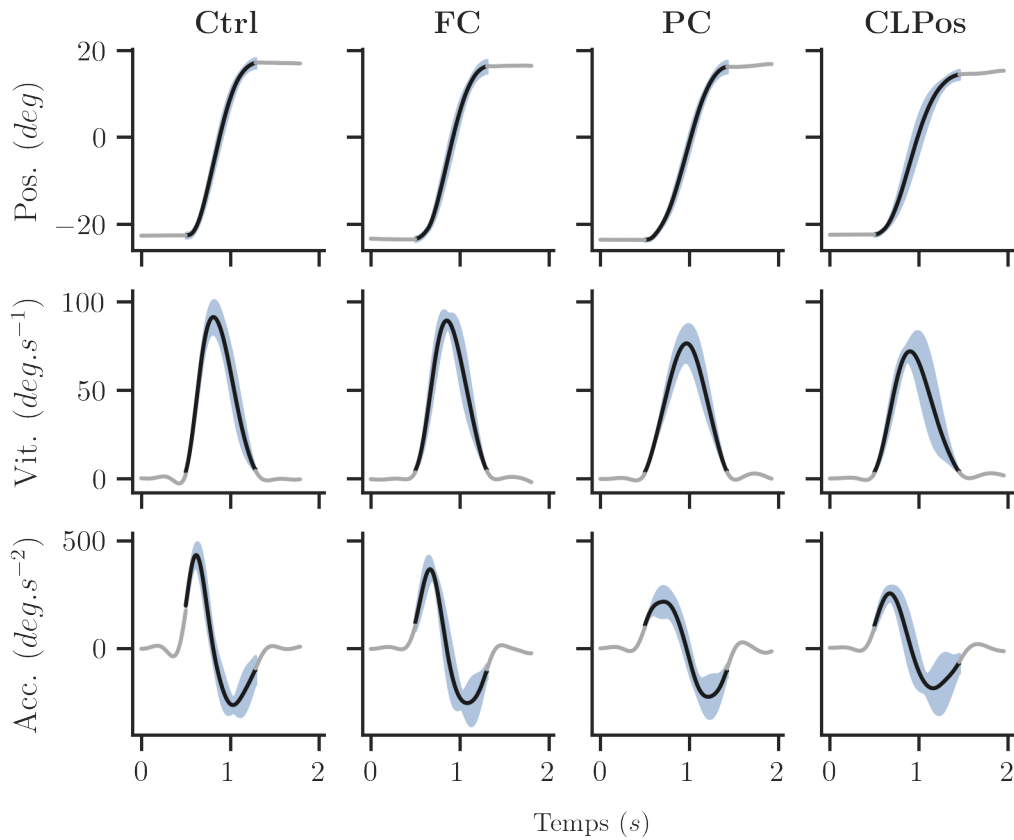


FIGURE 5.7 – *Exemple de trajectoires*

Les trajectoires illustrées sont celles d'un participant représentatif. Les trajectoires de position, vitesse et accélération sont tracées en fonction du temps pour chacune des conditions. **Ctrl** : Condition contrôle, sans l'exosquelette. **FC** : Contrôle par compensation complète basé sur l'identification (Full Compensation). **PC** : Contrôle par compensation partielle basé sur l'identification sans compensation des frottements (Partial Compensation). **CLPos** : Contrôle de position en boucle fermée (Closed-Loop Position).

En revanche, la durée des mouvements (MD), reportée dans le tableau 5.1 (p.124) varie significativement en fonction des conditions ($\chi^2 = 14.4$, $p = 0.002$). Les comparaisons post-hoc révèlent que les temps de mouvement dans les conditions *PC* et *CLPos* sont significativement plus élevés que dans la condition *Ctrl* ($p = 0.037$). Le même résultat est observé lors des comparaisons entre la condition *FC* et les conditions *PC* et *CLPos*. En revanche, aucune différence significative n'est observée entre les conditions *FC* et *Ctrl*.

Condition	MD moyen (s)	Déviation standard (s)	Min (s)	Médiane (s)	Max (s)
Ctrl	0.96	0.20	0.78	0.87	1.28
FC	0.98	0.20	0.79	0.90	1.27
PCFr	1.15	0.26	0.83	1.06	1.52
CLPC	1.14	0.28	0.83	1.06	1.49

TABLE 5.1 – *Statistiques descriptives sur les durées des mouvements (MD).*

Les résultats obtenus sur les pics de vitesse (PV) sont reportés dans le tableau 5.2 (p.124). Les analyses statistiques montrent les mêmes tendances que sur la durée des mouvements. En effet, le test de Friedman révèle un effet significatif de la condition sur la valeur de PV ($\chi^2 = 15.4$, $p = 0.015$). Les comparaisons post-hoc montrent des différences significatives entre la condition contrôle et les conditions *PC* ($p = 0.019$) et *CLPos* ($p = 0.004$). De plus, comme pour la durée des mouvements, aucune différence significative n'est observée entre les conditions *Ctrl* et *FC* ($p = 0.808$). En revanche, dans le cas du pic de vitesse, nous n'observons pas de différences significatives entre les lois *FC* et *PC* ($p = 0.183$) et entre les lois *FC* et *CLPos* ($p = 0.066$).

Condition	PV moyen ($deg.s^{-1}$)	Déviation standard ($deg.s^{-1}$)	Min ($deg.s^{-1}$)	Médiane ($deg.s^{-1}$)	Max ($deg.s^{-1}$)
Ctrl	81.13	18.68	53.17	87.43	101.41
FC	77.06	14.61	55.40	80.96	94.82
PCFr	65.60	17.25	44.35	67.67	92.25
CLPC	63.94	10.94	44.46	63.60	86.97

TABLE 5.2 – *Statistiques descriptives sur les valeurs des pics de vitesse des mouvements (PV).*

Le troisième indice testé pour évaluer la transparence est la conservation de la linéarité des relations amplitude/vitesse. La figure 5.8 (p.125) illustre ces relations pour chaque loi de contrôle et pour les deux directions de mouvement. Dans tous les cas les relations sont fortes, et les coefficients de détermination, reportés dans le tableau 5.3 (p.125), sont comparables avec ceux observés dans la littérature (voir sous-section 2.3.1, p.59) ou dans notre précédente étude (section 5.2, p.108). Nous concluons donc qu'il y a bien une relation affine entre la vitesse moyenne et l'amplitude des mouvements pour toutes les conditions.

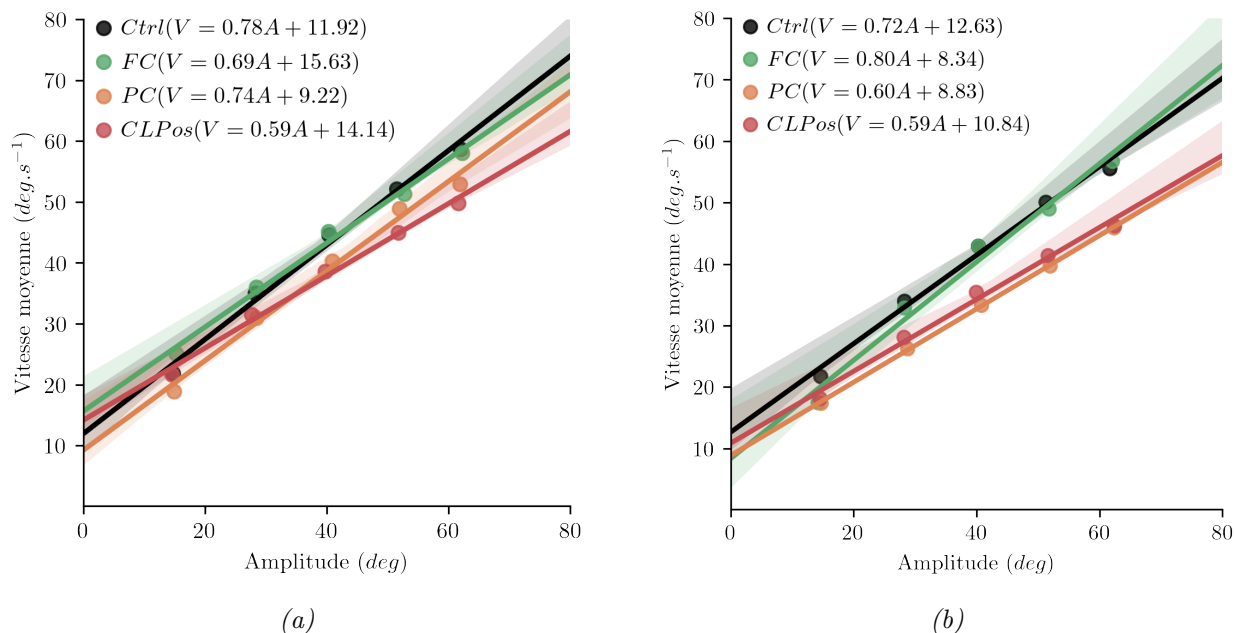


FIGURE 5.8 – **Relations amplitude/vitesse pour les quatre conditions**
a) Mouvements vers le haut. **b)** Mouvements vers le bas. Chaque point représente la moyenne des vitesses moyennes des participants pour chaque amplitude de mouvement. Les régressions linéaires ont été appliquées sur ces données. Les coefficients de détermination correspondants sont disponibles dans le tableau 5.3 (p.125).

Condition	Direction	R^2	Déviat standard	Min	Médiane	Max
Ctrl	Haut	0.972	0.028	0.930	0.990	0.997
	Bas	0.949	0.052	0.873	0.977	0.991
FC	Haut	0.942	0.054	0.846	0.957	0.986
	Bas	0.938	0.037	0.884	0.948	0.982
PC	Haut	0.963	0.018	0.927	0.967	0.979
	Bas	0.968	0.034	0.912	0.985	0.995
CLPos	Haut	0.961	0.040	0.892	0.971	0.997
	Bas	0.953	0.046	0.895	0.972	0.997

TABLE 5.3 – **Coefficients de détermination (R^2) des régressions linéaires appliqués sur les relations amplitude/vitesse moyennes.**

Enfin, les analyses sur l'indice EMG/Acc montrent une amélioration du rendement entre l'activation musculaire l'accélération lors de l'usage de la loi de contrôle FC en comparaison aux deux autre lois. Ces résultats, visibles sur la figure 5.9a (p.126), sont en partie confirmés par les tests statistiques. En effet, le test de Friedman montre un effet significatif de la loi de contrôle sur cet indice ($\chi^2 = 12$, $p = 0.002$). Des différences significatives entre la condition FC et CLPos sont également mises en exergue par les comparaisons post-hoc ($p = 0.001$).

Cependant, le jeu de données disponible ne permet pas de prouver une différence significative entre la loi FC et la loi PC ($p = 0.193$).

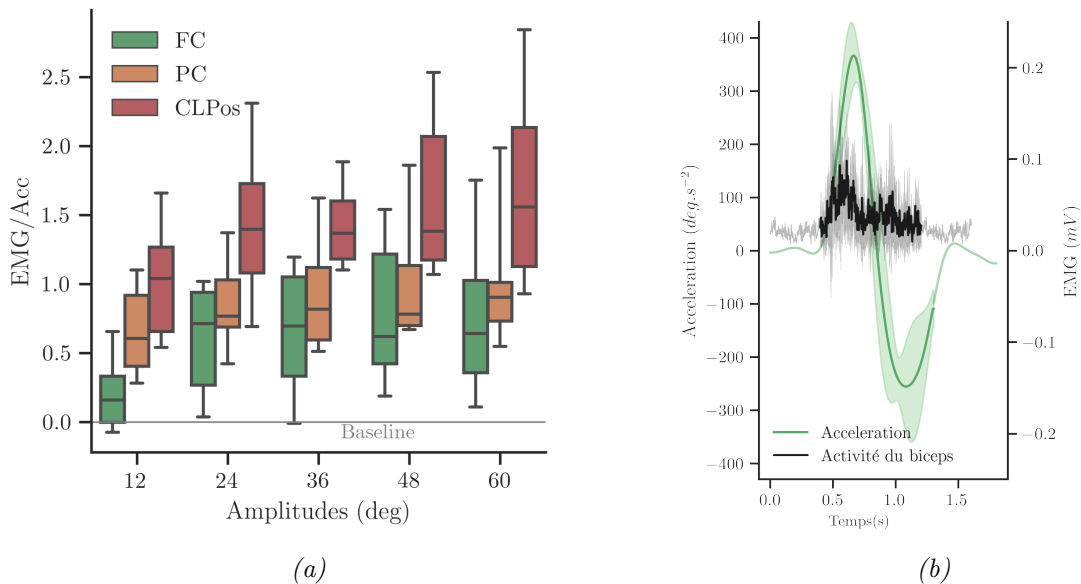


FIGURE 5.9 – **Rendement activité musculaire/accélération**

a) Rendement EMG/Acc en fonction des amplitudes. Le niveau 0 (baseline) correspond à un rendement musculaire équivalent à la condition sans exosquelette. **b)** Tracé de l'activité musculaire du biceps et de l'accélération pour un mouvement vers le haut. La bouffée du biceps provoque le pic d'accélération (PA). L'indice de rendement EMG/Acc est le rapport entre l'accélération maximale atteinte et la quantité d'activation musculaire.

5.3.3 Discussion

L'objectif principal de cette étude était d'améliorer la transparence de l'exosquelette et d'évaluer cette amélioration. Tout d'abord, la conservation de la linéarité des relations amplitude/vitesse des mouvements nous permet, en partie, de qualifier les lois étudiées de transparentes. Nous pouvons toutefois distinguer plusieurs niveaux de transparence. En effet, les résultats obtenus nous permettent d'affirmer que la loi de compensation complète (*FC*), améliore significativement la transparence. En effet, des variables fondamentales comme la durée (*MD*) ou la vitesse maximale (*PV*) des mouvements ne sont pas affectées par la loi *FC*. En revanche, un ralentissement du mouvement par rapport à la condition sans exosquelette est observé pour les deux autres lois (*PC* et *CLPos*). Ainsi, la loi *FC* est celle qui change le moins le comportement des participants au regard de ces indices cinématiques simples.

Ensuite, l'introduction d'un nouvel indice basé sur le rendement activité musculaire/accélération nous a permis de confirmer ces résultats. En effet, pour un même niveau d'activation musculaire, les participants sont capables de produire une accélération plus importante avec la loi *FC* que avec la loi *CLPos*. L'utilisation de l'indice *EMG/Acc* pour évaluer la transparence

est appuyée par le fait qu'il permet de mettre en exergue des différences quantifiables entre les lois de contrôle qui vont dans le même sens que les précédents indices. Cet indice peut être pertinent à la fois dans des applications industrielles et médicales pour évaluer rapidement l'efficacité d'une loi de contrôle ou d'une situation motrice. Si cet indice est facile à calculer pour des tâches à un degré de liberté, la généralisation à des tâches faisant intervenir de nombreux degrés de libertés apparaît toutefois complexe. En effet, le traitement de nombreux muscles agonistes, potentiellement pluri-articulaires et agissant simultanément peut être très difficile. Des approches via les synergies musculaires pourraient être envisagées (e.g. Bizzi et al. 2008 ; Alessandro et al. 2013 ; Delis et al. 2014).

Pour résumer, l'amélioration de la transparence a été possible grâce à l'utilisation d'un modèle différencié entre les mouvements vers le haut et vers le bas, ainsi que grâce à l'utilisation d'une loi de contrôle en boucle ouverte essayant de compenser l'ensemble de la dynamique de l'avant-bras de l'exosquelette. Dans cette démarche, la qualité de l'identification des paramètres de l'exosquelette reste déterminante.

5.4 Amélioration du design de l'exosquelette

5.4.1 L'intérêt d'un capteur d'effort

Au cours de la section 5.2 (p.108), nous avons vu que le couple d'interaction entre l'exosquelette et l'utilisateur était une variable clé pour l'étude de l'interaction. De plus, un contrôle de position en boucle fermée (loi *CLPos*) a montré ses limites pour l'atteinte d'une transparence convenable. Nous avons vu que, en se basant sur une bonne identification, un contrôle en boucle ouverte permettant de compenser la dynamique du robot (loi *FC*) pouvait améliorer significativement la transparence. Toutefois, le contrôle en boucle ouverte reste limité par le fait qu'aucune correction via une boucle de rétro-contrôle ne peut être apportée au cours du mouvement pour corriger des erreurs éventuelles, dues à une identification nécessairement imparfaite. En effet, la bonne transparence apportée par cette loi est extrêmement dépendante des paramètres identifiés du robot. Elle peut donc se dégrader rapidement en cas de changement léger de la dynamique du robot (e.g. ajout d'une masse ou augmentation de la friction dans les articulations). Cela conduirait à une diminution de la transparence et donc à une interaction moins symbiotique entre l'exosquelette et l'utilisateur.

Ainsi, le couple d'interaction, en plus d'être une variable d'intérêt cruciale pour l'étude de l'interaction, pourrait être une variable déterminante pour améliorer encore la fiabilité et la transparence de la loi de commande *FC*. Grâce à l'implémentation d'un capteur d'effort au niveau du poignet il serait possible d'ajouter une boucle de rétro-contrôle basée sur la mesure du couple d'interaction, avec pour but de garder ce terme proche de zéro.

5.4.2 Les changements apportés à ABLE 4D

Dans le cadre du développement d'une plateforme de recherche pour l'étude de l'IHE soutenue par un projet ANR financé (EXOMAN) et par la structure Fédérative Demenÿ-Vaucanson (FéDeV), nous avons pu équiper ABLE 4D d'un capteur d'effort. Comme l'illustre la figure 5.10 (p.129), le capteur d'effort a été placé à l'interface entre l'attelle et l'avant-bras de l'exosquelette. La figure montre aussi les autres améliorations concomitantes.

L'attache pour le bras a été élargie et une gouttière est venue remplacer la simple sangle. Une attelle directement vissée sur le capteur d'effort a été installée afin d'améliorer encore la liaison entre l'utilisateur et l'exosquelette. Ces deux nouvelles attaches ont été conçues par l'entreprise *Pommier Orthopédie*. La liaison entre l'attelle et l'avant-bras de l'exosquelette est assurée via une liaison rotule. Les choix d'élargir les attaches et d'ajouter la rotule ont été réalisés dans l'objectif d'améliorer la transparence. En effet, l'augmentation de la surface de contact physique et l'ajout de degrés de liberté passifs sont des recommandations pour améliorer l'interaction et réduire les inconforts [Jarrassé et al. 2008a]. Ce sont ces considérations qui avaient déjà guidé nos choix lors de la conception des spécificités de ABLE 4D (i.e. ajout du chariot coulissant). Nous pouvons noter que l'ajout de la rotule est pertinent pour la tâche de pointage dans le plan sagittal que nous étudions au cours de ces travaux. En effet, les transmissions d'efforts entre l'utilisateur et l'exosquelette se font exclusivement selon ce plan, ce que permet la rotule. Les efforts résiduels sur les autres axes ou en rotation ne seront pas transmis à l'exosquelette et éviteront des phénomènes d'hyperstatisme. En revanche, cette conception ne permet pas de transmission efficace des efforts pour des mouvements dans d'autres plans. Nous avons également ajouté des blocages mécaniques au niveau des trois articulations non-utilisées dans nos tâches de pointage à un degré de liberté.

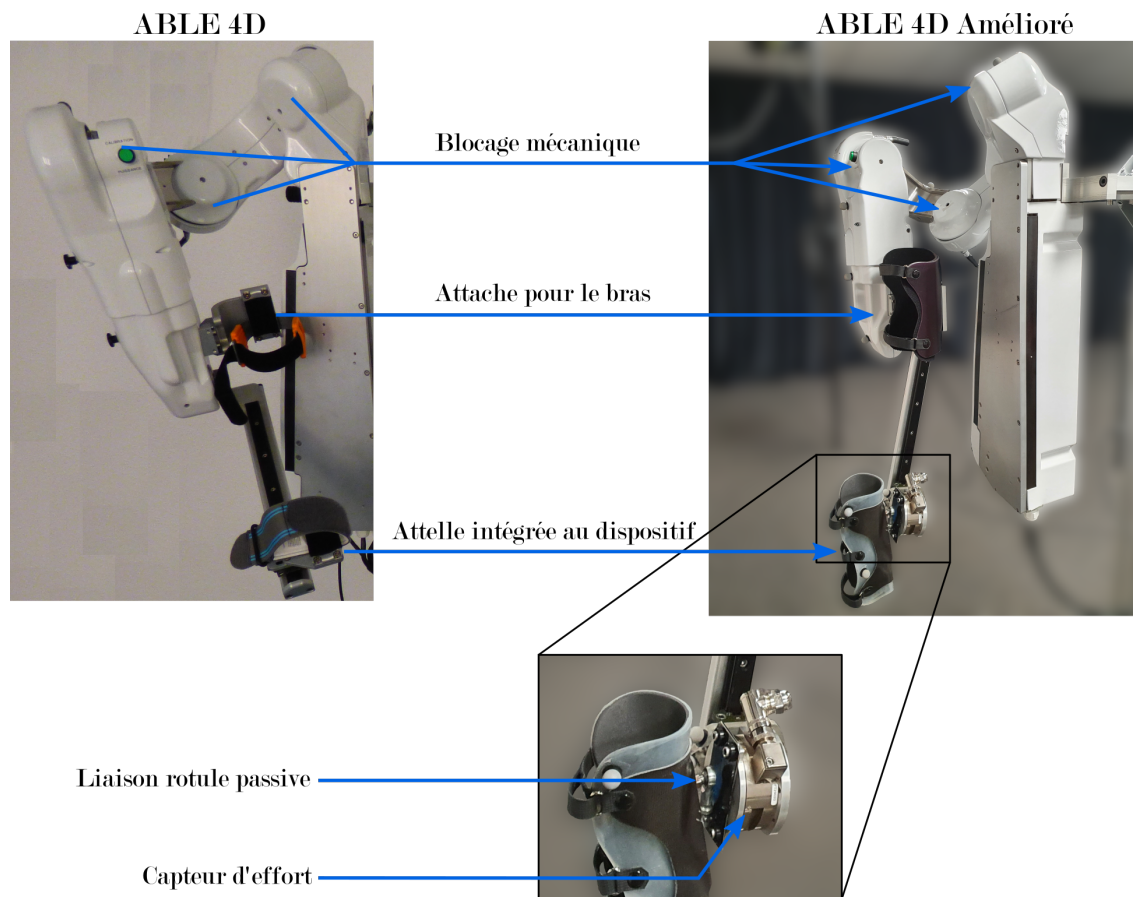


FIGURE 5.10 – *Les changements apportés à ABLE 4D*

Les attaches pour le bras et l'avant-bras ont été élargies pour augmenter la zone de contact avec le bras humain, une partie rigide a également été ajoutée pour une transmission plus efficace des efforts. Une liaison rotule passive a été ajoutée au point de liaison entre l'attelle et l'avant-bras du robot, elle permet de réduire les risques d'hyperstatisme. Un capteur d'effort a également été installé pour améliorer la loi transparente et obtenir des informations supplémentaires sur les efforts d'interaction. Enfin, les trois articulations de l'épaule ont été bloquées mécaniquement.

5.4.3 La loi de commande avec capteur d'effort

La nouvelle loi de contrôle permise par la présence du capteur d'effort est schématisée sur la figure 5.11 (p.130). La boucle de rétro-contrôle sur le couple d'interaction permet de se passer de la pseudo-compensation de l'inertie que nous avons précédemment. En effet, étant donné qu'une itération prend moins de 3 ms, l'erreur par rapport à la consigne est rapidement corrigée. La transparence est assurée en fixant un couple de consigne nul ($\tau_{i,c} = 0$).

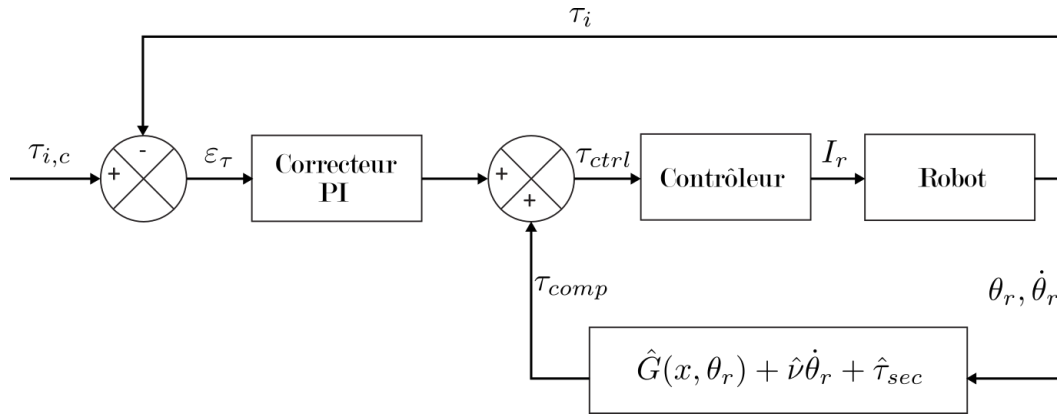


FIGURE 5.11 – **Schéma de contrôle avec utilisation du capteur d'effort**
 Une boucle de rétro-contrôle sur le couple d'interaction τ_i a été ajoutée. L'erreur par rapport à la consigne est réduite grâce à un correcteur proportionnel intégral (PI). Une consigne avec $\tau_{i,c} = 0$ permet de maintenir un couple d'interaction quasiment nul, et donc d'avoir une loi encore plus transparente.

Toutefois, cette loi de commande ne permet pas de compenser la totalité de l'inertie, notamment lorsque les accélérations produites par l'utilisateur sont élevées. Un exemple de tracé du couple d'interaction est visible sur la figure 5.12 (p.131). Nous pouvons remarquer que pendant le mouvement (de 0 à 100 %), la valeur de τ_i n'est pas nulle. Le profil suit la forme d'un profil d'accélération classiquement observé pour un mouvement de flexion du coude. Ce phénomène est causé par un retard de la commande lié à l'inertie et il est connu dans la littérature pour des lois de contrôle de ce type [Geffard et al. 2000a; Lamy et al. 2009]. Toutefois l'amplitude du couple d'interaction reste relativement faible tout au long du mouvement. En effet, même lorsqu'il est maximal, cela représente environ 0.6 N.m, soit une force de 2 Newton au niveau du poignet pour un individu dont l'avant bras fait 30 cm. La comparaison du ratio entre l'activité musculaire et le pic d'accélération (EMG/Acc) avec les lois transparentes précédemment étudiées semble indiquer que l'utilisation du capteur d'effort dans la loi de commande permet d'augmenter encore la transparence (voir figure 5.12, p131). Ce résultat reste toutefois descriptif puisque les analyses ont été réalisées sur des jeux de données issues d'expériences différentes. Une étude dédiée à la comparaison de cette loi de commande avec les précédentes serait nécessaire pour affirmer que la transparence a été améliorée.

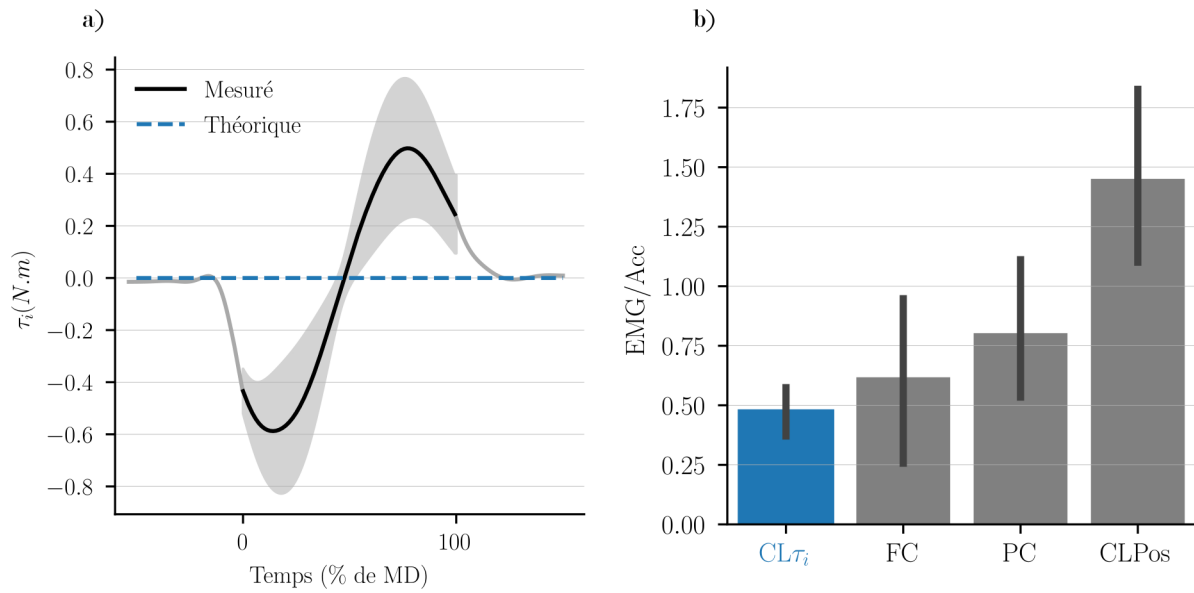


FIGURE 5.12 – *La transparence atteinte par la loi de commande avec capteur d'effort*

a) Le couple d'interaction τ_i moyenné sur 29 participants est tracé en noir. La zone grisée représente la variabilité entre les participants. Le tracé bleu représente τ_i théorique (i.e. la consigne $\tau_{i,c}$). **b)** L'indice EMG/Acc calculé pour la loi avec capteur d'effort ($CL\tau_i$) est comparé aux lois de l'étude précédente pour des mouvements de 60 degrés vers le haut. La figure a) et les données en bleu sur la figure b) ont été réalisées à partir des données expérimentales des études présentées dans le chapitre suivant.

Chapitre 6

Adaptation à un exosquelette antigravitaire

Au cours des travaux présentés dans le chapitre précédent, nous avons pu améliorer la transparence de l'exosquelette ABLE 4D. Cette amélioration a été permise grâce notamment à une meilleure identification des paramètres de l'exosquelette, à l'ajout d'un capteur d'effort et à la modification de l'interface physique avec l'utilisateur. Nous avons pu également évaluer l'amélioration de la transparence en nous basant sur des indicateurs issus du contrôle moteur.

L'objectif de ce chapitre est maintenant d'étudier l'adaptation à un mode antigravitaire. En effet, nous avons vu que la compensation de gravité est pertinente pour des applications dans les domaines industriel et médical. Il est donc essentiel de comprendre comment les utilisateurs se comporteront face à ces situations. De plus, l'adaptation du comportement moteur des individus à la dynamique induite par ce type de mode de contrôle pose des questions fondamentales.

Lors de la revue de littérature, nous avons vu que la gravité était prise en compte et utilisée dans la planification des mouvements. Cette conclusion a été permise en grande partie grâce à des études en condition de microgravité sur des astronautes ou sur des individus sains lors de vols paraboliques. Durant ce type d'expériences, les changements de gravité sont subis par l'ensemble du corps, par conséquent, à la fois le système proprioceptif et le système vestibulaire peuvent informer le cerveau du nouvel environnement gravitaire. Ces informations sensorielles permettent aux participants d'améliorer leur performance au fil des essais, et même de ré-optimiser leur mouvement au regard du nouvel environnement gravitaire. Ces études, combinées à des études plus classiques de port de charge, concluent à une représentation dissociée des couples gravitaires (i.e. statique) et inertiels (i.e. dynamique) pour la planification du mouvement (voir sous-sections [2.3.4](#), p.72 et [2.3.5](#), p.72 pour plus de détails). Les résultats de nos études présentés dans les sections [5.1](#) (p.104) et [5.2](#) (p.108)

vont également dans ce sens.

Toutefois, des interrogations persistent sur les modalités sensorielles utilisées ainsi que sur l'effet de leur congruence ou de leur incongruence. Par exemple, des informations visuelles incongruentes (i.e. faire un mouvement vers le haut tout en voyant un curseur se déplacer vers le bas) influencent la planification motrice vers des stratégies non optimales du point de vue de la dépense énergétique [Sciutti et al. 2012; Toma et al. 2015]. En revanche, il semblerait que des informations proprioceptives simulant une situation de microgravité soient suffisantes pour optimiser le mouvement, malgré un système vestibulaire toujours soumis à la gravité et fournissant donc des informations incongruentes [Bringoux et al. 2012]. D'autres études ont montré que la situation initiale, avant le mouvement, était cruciale pour la planification motrice. Par exemple, pour des mouvements vers le haut effectués à partir d'une position de repos total (e.g. bras posé sur une table), le pic de vitesse est plus important et intervient plus tôt par rapport à un mouvement dont le départ est effectué dans une position statique en luttant contre la gravité [Rousseau et al. 2016b]. Ces considérations sont à prendre en compte lors de l'IHE. En effet, dans le cas d'un mode de contrôle antigravitaire, le membre de l'utilisateur est porté par l'exosquelette, et donc la situation initiale avant les mouvements est modifiée.

Nous avons vu que la compensation du poids du membre supérieur via des exosquelettes actionnés ou non-actionnés peut avoir des applications importantes dans le domaine de la rééducation. De ce fait, de nombreuses études ont observé la manière dont les participants réagissaient à ces situations. Dans l'ensemble, ces études montrent une adaptation rapide à de tels dispositifs [Schweighofer et al. 2018], ainsi qu'une diminution de l'activité musculaire grâce à la compensation [Prange et al. 2009; Coscia et al. 2014; Runnalls et al. 2019]. Toutefois, dans le domaine du contrôle moteur, peu d'auteurs ont étudié le mouvement lorsque les participants étaient soumis à des variations de gravité artificielle dans le plan vertical. Or, c'est seulement dans le plan vertical que la gravité peut être exploitée comme une force motrice.

Nous proposons ici une étude au cours de laquelle les participants seront soumis à des niveaux de gravité artificiels, induits localement sur l'avant-bras grâce à l'exosquelette ABLE 4D (détails dans la section suivante). Un champ de force simulant une situation de microgravité ($0G$) ainsi qu'un champ de force simulant une gravité inversée ($-1G$) sont testés. Au regard de nos expériences précédentes et de ce que nous enseigne la littérature, nous faisons l'hypothèse que les informations proprioceptives au niveau du bras seront suffisantes pour permettre aux participants d'adopter des comportements optimaux d'un point de vue énergétique vis-à-vis des changements gravitaires. Par exemple, les asymétries directionnelles des profils de vitesse et d'accélération sont des signatures de l'intégration optimale de la gravité dans le contrôle des mouvements. Elles devraient donc s'annuler en condition $0G$ simulée par l'exosquelette, comme l'observent Gaveau et al. [2016] en microgravité réelle, et s'inverser en

-1G.

Les prédictions des asymétries directionnelles des profils de vitesse ($rtPV_{down} - rtPV_{up}$) réalisées avec un modèle de contrôle optimal pénalisant les efforts musculaires et la secousse (*time-effort model*, voir équation 2.5 p.79) vont également dans ce sens (voir figure 6.1, p.135). Ce modèle prédit également des asymétries des temps au pic d'accélération ($rtPA_{down} - rtPA_{up}$) de 0.09 en condition 1G, de 0 en condition 0G et de -0.09 en condition -1G. Il permet aussi d'expliquer que les asymétries sont provoquées par la désactivation des muscles antagonistes lorsque la gravité est utilisée comme force motrice pour le mouvement [Gaveau et al. 2021]. Avec ce modèle, nous avons ensuite simulé des situations dans lesquelles l'exosquelette en 0G appliquait aussi une sur-compensation. Dans une situation de sur-compensation, la force appliquée par l'exosquelette pour porter le poids de l'avant bras de l'utilisateur est plus importante que nécessaire pour obtenir la condition 0G. Dans ce cas de figure, l'avant-bras serait entraîné vers le haut si le participant était parfaitement relâché. Dans cette situation de légère sur-compensation (i.e. conditions -0.01G et -0.05G sur la figure 6.1, p.135), le modèle prédit des variations d'asymétries importantes et non linéaires pour les profils de vitesse. En revanche, il prédit que la sur-compensation n'a que peu d'effets sur les temps au pic d'accélération, et les asymétries restent nulles en condition -0.01G et -0.05G. Nous nous attendons donc à observer, pendant l'expérience, des changements d'asymétries et de patterns musculaires dans le sens des prédictions de ce modèle. Toutefois, la sensibilité des asymétries à la sur ou sous-compensation, même faible, pourrait être assez forte en condition 0G.

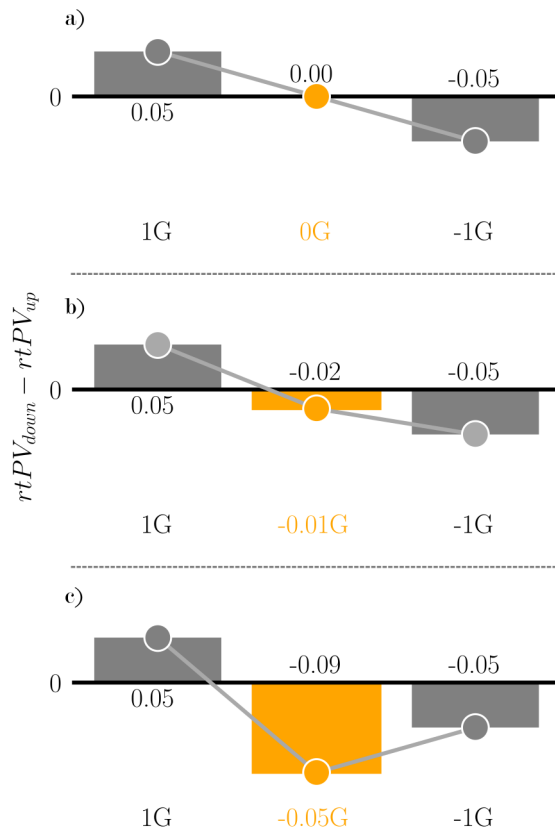


FIGURE 6.1 – *Prédiction des asymétries directionnelles des profils de vitesse par un modèle de contrôle optimal smooth-effort*

a) Simulation des $rtPV_{down} - rtPV_{up}$ dans les conditions 1G, 0G et -1G. **b)** Simulation dans le cas d'une sur-compensation en condition 0G. L'effort appliqué par l'exosquelette est plus important que nécessaire et correspond à une situation de -0.01G. **c)** Simulation dans le cas d'une sur-compensation en condition 0G encore plus importante. L'effort appliqué par l'exosquelette correspond à une situation de -0.05G. Le modèle utilisé est décrit dans l'équation 2.5 p.79. Il est identique à celui utilisé par Gaveau et al. [2016] et Gaveau et al. [2021], transposé pour l'avant-bras.

Enfin, la vitesse à laquelle les participants vont s'adapter vers ce comportement optimal reste incertaine. En effet, les travaux en microgravité réelle montrent des adaptations motrices longues, mais cette difficulté à s'adapter pourrait être causée par la perturbation du système vestibulaire. D'après ce que nous avons vu, les changements de gravité apparaissent plutôt comme un changement de dynamique paramétrique que comme un changement de dynamique structurel, et devraient donc conduire à des adaptations rapides.

La première section de ce chapitre sera destinée à décrire la loi de compensation de gravité qui a été mise en place. La seconde section présentera une étude qui teste les effets de champs gravitaires simulés grâce à l'exosquelette sur la motricité humaine.

6.1 Loi de compensation du poids de l'avant-bras

L'objectif de cette section est de construire un modèle pour compenser le poids de l'avant-bras de l'humain. Nous centrons toujours notre travail sur des mouvements de flexion-extension du coude dans le plan sagittal. Une première étape pour réaliser cette compensation est d'estimer les paramètres de l'avant-bras de l'utilisateur. Ensuite, une boucle de contrôle basée sur ces estimations doit être ajoutée à la commande de l'exosquelette. Nous verrons enfin que des erreurs de compensation persistent malgré tout et qu'elles peuvent être corrigées grâce à un modèle prédictif basé sur des données réelles.

6.1.1 Identification des caractéristiques de l'avant-bras humain

Une première caractéristique à identifier pour réaliser une compensation gravitaire est la masse de l'avant-bras de l'utilisateur. Plusieurs méthodes existent dans la littérature pour estimer la masse d'un membre. Les premières mesures des paramètres des membres humains ont été réalisées sur des cadavres et ont donné lieu à des tables anthropométriques [Winter 1990 ; De Leva 1996] permettant d'estimer par exemple la masse d'un avant-bras en fonction de la masse totale d'un individu. Dans notre cas, cette approche n'est pas assez précise pour permettre une compensation fine et adaptée aux utilisateurs. D'autres méthodes comme l'étude des forces de réaction au sol [Virmavirta et al. 2014], ou de la cinématique [Venture et al. 2006, 2008, 2009 ; Bonnet et al. 2016] existent aussi et donnent des résultats plus fiables que l'utilisation des tables anthropométriques. Des méthodes demandant des appareillages plus lourds et plus difficiles d'accès comme l'analyse tomographique et l'observation par rayons X [Hatze 2005] donnent aussi de bon résultats. Une dernière méthode, qui paraît la plus adaptée à notre situation, est une identification de l'avant-bras grâce aux données du capteur d'effort lorsque l'humain est totalement relâché dans l'exosquelette [Just et al. 2020]. Cette méthode est peu documentée, mais elle présente l'intérêt principal de pouvoir être transférée pour des applications réelles sans nécessiter d'autre matériel que l'exosquelette. C'est cette méthode que nous avons choisi d'utiliser.

Lors de l'identification des paramètres de l'avant-bras des utilisateurs, il est également essentiel de prendre en compte le décalage angulaire entre les articulations du coude du robot et de l'utilisateur (voir figure 6.2, p.137). Celui-ci est notamment causé par l'épaisseur du capteur d'effort et de l'attelle. Comme nous limitons notre étude aux mouvements dans le plan sagittal, la force normale $\|\vec{F}\|$ mesurée par le capteur d'effort peut s'exprimer comme suit :

$$\|\vec{F}\| = m_h g \frac{\cos(\theta_r + \phi)}{\cos(\phi)} \quad (6.1)$$

avec m_h la masse de l'avant-bras humain, θ_r l'angle du coude du robot et ϕ le décalage angulaire entre l'angle du coude du robot et celui de l'humain. Nous pouvons noter que, en réalité, ϕ est fonction de θ_r mais nous considérons ici que $\phi(\theta_r) \approx \phi \approx \text{constant}$. En effet, cette approximation simplifie notre modèle et nous paraît raisonnable pour des mouvements dont l'amplitude n'est pas trop importante (inférieure à 60 degrés dans notre cas). Il est aussi important de noter que le modèle de force d'interaction décrit dans l'équation 6.1 est valable uniquement en statique (i.e. lorsque les termes inertiels et visqueux sont absents). Pour obtenir un résultat fiable, il faut également être dans une situation où les activations musculaires de l'individu sont nulles ou négligeables.

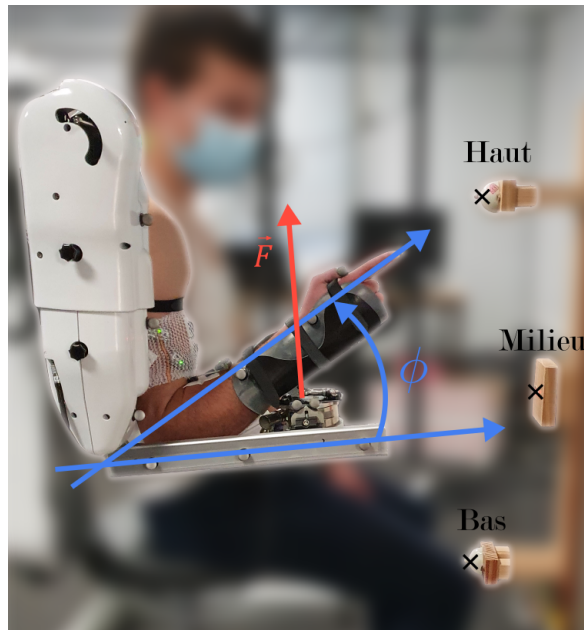


FIGURE 6.2 – *Décalage angulaire et tâche de pointage*

Le terme ϕ est l'angle entre l'avant-bras de l'utilisateur et l'avant-bras du robot. La force \vec{F} est la force normale enregistrée par le capteur d'effort. Les trois cibles identifiées sur la figure sont utilisées pour la tâche de pointage.

Pour estimer les paramètres anthropométriques de l'avant-bras d'un participant, le protocole suivant était proposé : les participants étaient placés dans l'exosquelette dans les mêmes conditions que lors des expériences précédentes. L'avant-bras de l'exosquelette bougeait pour atteindre 20 positions réparties uniformément entre -86 et $+40$ degrés autour de l'horizontale selon l'angle robot. En tenant compte du décalage angulaire ϕ , ces positions permettaient d'obtenir une répartition relativement uniforme des angles autour de l'horizontale pour l'utilisateur. Chaque position était maintenue pendant 5 secondes. Il était demandé aux participants de relâcher leur bras au maximum. Les signaux EMGs étaient utilisés en direct pour vérifier que les participants étaient bien relâchés. La position angulaire du robot θ_r et la force normale $\|\vec{F}\|$ étaient mesurées pendant toute la phase d'identification.

Les valeurs estimées \hat{m}_h et $\hat{\phi}$ ont ensuite été obtenues en résolvant un problème d'optimisation avec la méthode des moindres carrés :

$$(\hat{m}_h \hat{\phi}) = \underset{m_h, \phi}{arg \min} (\|\vec{F}\| - m_h g \frac{\cos(\theta_r + \phi)}{\cos(\phi)})^2 \quad (6.2)$$

Cette optimisation a été réalisée uniquement sur les phases de maintien statique entre chaque mouvement de l'exosquelette. Dans la suite de ce chapitre, les valeurs estimées seront notées sans chapeau.

6.1.2 La loi de commande pour la compensation gravitaire

La loi de commande utilisée pour réaliser la compensation du poids de l'avant-bras des utilisateurs est basée sur la même architecture de commande que pour la loi transparente avec capteur d'effort (voir figure 5.11, p.130). Cependant, cette fois-ci, le couple de consigne dépend d'un niveau de compensation défini comme suit :

$$\|\vec{F}\| = \alpha m_h g \frac{\cos(\theta_r + \phi)}{\cos(\phi)} \quad (6.3)$$

avec α le coefficient de compensation gravitaire. Ce terme de compensation est visible en rouge sur le schéma de commande de la figure 6.4 (p.141). Avec $\alpha = 1$, l'exosquelette porte le poids de l'avant-bras de l'individu et celui-ci est donc dans un état d'apesanteur mécanique simulé. Avec $\alpha = 0$, le couple de consigne est nul ($\tau_{i,c} = 0$), par conséquent, l'exosquelette a le même comportement que pour la loi transparente avec capteur d'effort (voir figure 5.11, p.130). En choisissant $\alpha = 2$, l'exosquelette exerce un effort vers le haut équivalent à deux fois le poids de l'avant-bras et permet donc de simuler localement une gravité inversée.

6.1.3 Un modèle prédictif pour corriger l'erreur de compensation

Participants

29 participants (14 femmes, 15 hommes) ont pris part à l'expérience visant à tester l'efficacité de la compensation de gravité. Leur âge, taille, poids étaient respectivement de 23.21 ± 2.95 ans, 174.69 ± 7.51 cm et 67.09 ± 11.61 kg. Tous étaient droitiers et naïfs de l'expérience.

Matériel

Le dispositif expérimental avec le système Qualisys et les EMG Cometa (voir figure 4.6, p.94) a été utilisé pour enregistrer les données. Les données du capteur d'effort ont aussi été enregistrées, ainsi que la position et la vitesse de l'articulation du coude du robot.

Protocole

La tâche générique décrite dans la sous-section 4.2.2 (p.91) était réalisée. Trois cibles lumineuses étaient présentes devant les participants : une cible haute, une cible au milieu, et une cible basse (voir figure 6.2, p.137). La cible du milieu était positionnée de telle sorte que l'avant-bras du participant était à l'horizontale lorsqu'il pointait vers la cible. Les deux autres cibles étaient positionnées pour induire des mouvements de rotation du coude d'environ $+30$ et -30 degrés de part et d'autre de l'horizontale. En suivant le même principe que dans la section 5.1 (p.104), le participant devait pointer vers la cible qui s'allumait. Les mouvements étaient réalisés seulement entre les cibles haute et basse. Les cibles restaient allumées pendant une seconde, ainsi, en prenant en compte le temps de réaction, les participants avaient environ 600 ms pour réaliser leur mouvement. Les phases de maintien statique entre chaque mouvement ont aussi été enregistrées. Trois conditions étaient réalisées : une condition en mode transparent que nous nommerons $1G$ ($\alpha = 0$ dans l'équation 6.3, p.138), une condition avec la compensation de gravité personnalisée pour chaque participant, que nous nommerons $0G$ ($\alpha = 1$ dans l'équation 6.3, p.138) et une condition avec une compensation doublée, que nous nommerons $-1G$ ($\alpha = 2$ dans l'équation 6.3, p.138). Il est important de noter que les noms de ces conditions ne font pas référence à une situation gravitaire exacte, mais plutôt à une simulation d'un effort ressenti au niveau du coude et de l'avant-bras des participants proche de ce qu'ils pourraient ressentir réellement dans des conditions d'apesanteur ($0G$) ou de gravité inversée ($-1G$). Cependant, d'autres informations sensorielles (e.g. vestibulaire, haptique, proprioceptive) indiquent au sujet la présence de la gravité terrestre. Les participants réalisaient 2 blocs de 25 flexions et 25 extensions de coude dans chacune des conditions.

Résultats

La première observation que nous avons pu faire pendant cette expérience est que, malgré une identification relativement fiable de la masse du bras des participants et de l'angle de décalage entre l'avant-bras humain et l'avant-bras robot, le robot avait tendance à sous-compenser le poids de l'avant-bras des participants. En effet, une différence non négligeable est observée entre la force normale mesurée $\|\vec{F}\|$, et la force normale que le robot devrait théoriquement appliquer pendant les phases statiques. Comme le montre la figure 6.3 (p.140), cette erreur est linéairement proportionnelle à la force exercée par le robot.

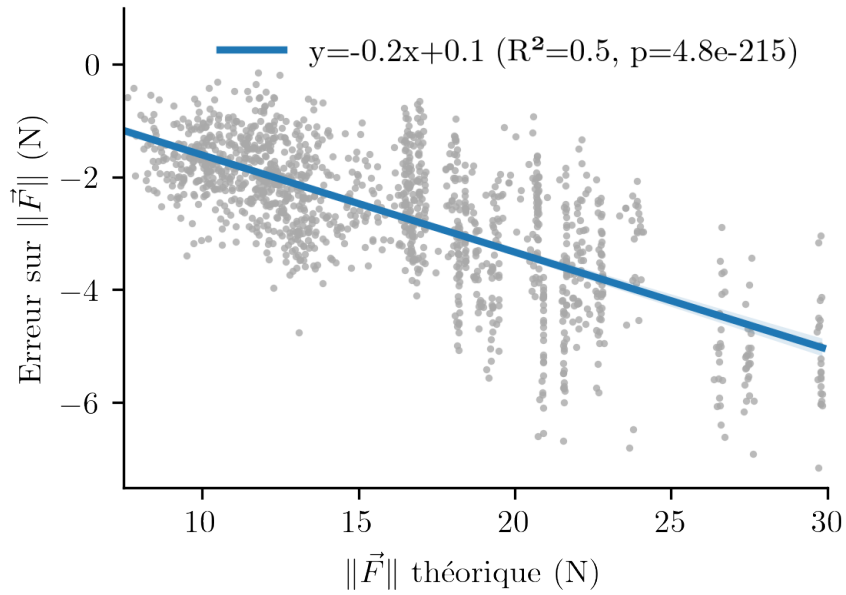


FIGURE 6.3 – **Modèle linéaire de correction de l’erreur de compensation**
 Le modèle (en bleu) est obtenu par régression linéaire sur l’ensemble des données des participants pendant les phases statiques en condition 0G. La force théorique est calculée à partir de la masse identifiée de l’avant-bras des participants. L’erreur est la différence entre la force mesurée et la force théorique. Les points gris sont les données expérimentales obtenues sur l’ensemble des participants. Une valeur négative de l’erreur signifie que la force fournie par l’exosquelette est trop faible par rapport à la consigne.

Nous nous sommes donc servis de ces données expérimentales pour créer un modèle linéaire de compensation que nous avons ajouté à la compensation initiale. Le schéma 6.4 (p.141) montre la loi de contrôle finale. Le modèle linéaire appris (en bleu sur la figure 6.4) est défini comme suit :

$$\tau_{pred,\tau} = K_{pred,\tau}\tau_{i,c} + \tau_{pred,\tau_0} \quad (6.4)$$

avec $\tau_{pred,\tau}$ le couple prédit par le modèle appris sur les données expérimentales, $K_{pred,\tau}$ le coefficient directeur du modèle linéaire identifié (voir figure 6.3, p.140), il permet notamment de prendre en compte le rendement mécanique des actionneurs dans la compensation [Kammerer et al. 2013]. $\tau_{i,c}$ est le couple théorique de consigne estimé (calculé à partir de l’équation 6.3 p.138 et partie rouge sur le schéma 6.4 p.141), τ_{pred,τ_0} est l’ordonnée à l’origine du modèle linéaire identifié.

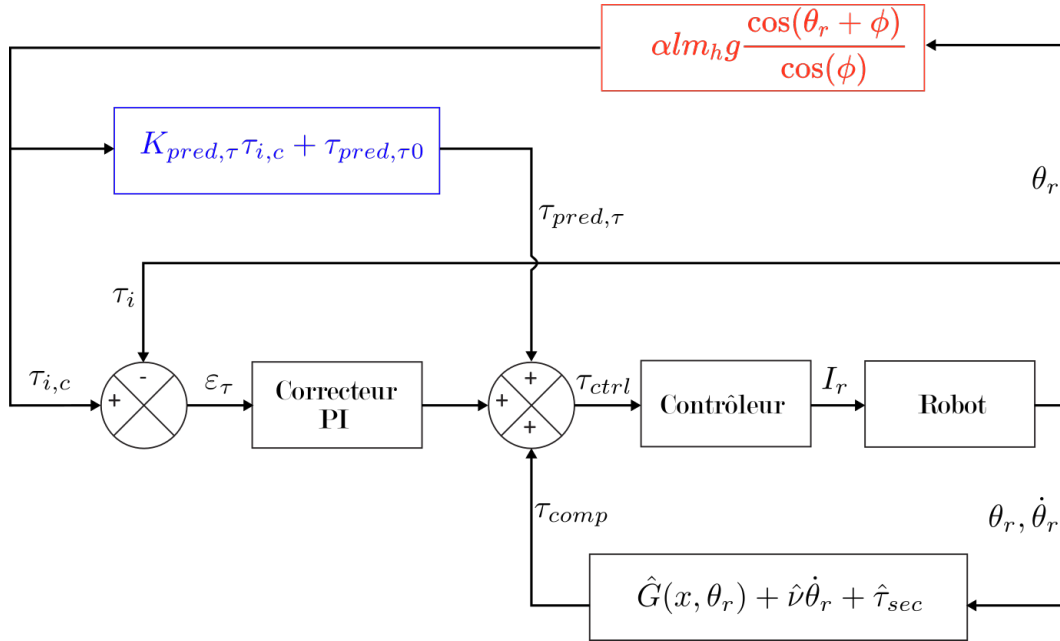


FIGURE 6.4 – Schéma de contrôle pour la compensation gravitaire avec correction du modèle prédictif linéaire

Un effort de compensation gravitaire (en rouge) a été ajouté. Le niveau de compensation peut être ajusté grâce au paramètre α . Un couple de correction de la compensation a également été ajouté via un modèle linéaire prédictif établi à partir des données expérimentales (en bleu).

Nous avons dans un premier temps évalué ce modèle de manière empirique. Au ressenti, il permettait effectivement d’obtenir une compensation plus exacte et plus uniforme du poids de l’avant-bras. Un travail est en cours pour évaluer rigoureusement cette nouvelle loi de commande mais celui-ci ne sera pas présenté dans ces travaux de thèse. La section suivante est consacrée à l’étude des trois niveaux de compensation ($1G$, $0G$ et $-1G$) réalisés avec cette nouvelle loi de commande.

6.2 Intégration des changements gravitaires dans la planification motrice

6.2.1 Méthode

Participants

22 participants (9 femmes, 13 hommes) ont pris part à l’expérience visant à étudier l’effet de la compensation de gravité sur leurs mouvements. Leur âge, taille, poids étaient respectivement de 23.86 ± 4.31 ans, 175.36 ± 6.53 cm et 70.64 ± 9.04 kg. Tous étaient droitiers.

Matériel

Le matériel utilisé pour cette expérience était le même que celui de l'expérience précédente : le système Qualisys et les EMG Cometa (voir figure 4.6, p.94). La dernière version de l'exosquelette ABLE 4D ainsi que la loi de commande décrite dans la section précédente ont été utilisées.

Protocole

La tâche de pointage était quasiment identique à l'expérience précédente, excepté la consigne et le temps d'allumage des cibles qui ont été légèrement changés. En effet, la version précédente pouvait induire une contrainte sur le temps de réaction des participants alors que nous souhaitons induire des mouvements naturels et planifiés. Par conséquent, nous avons allongé le temps pendant lequel les cibles restaient allumées et indiqué aux participants qu'ils pouvaient démarrer quand ils le souhaitaient une fois que la cible était allumée. Nous leur avons également donné comme consigne de réaliser des mouvements de pointage assez rapides afin de provoquer des bouffées musculaires bien observables et d'avoir des vitesses comparables à l'expérience précédente.

Les participants devaient réaliser la tâche dans les trois conditions ($1G$, $0G$, et $-1G$) décrites dans la section précédente. Une phase de familiarisation avec la tâche, hors de l'exosquelette, était réalisée. Ensuite, tous les participants débutaient l'expérience par la condition $1G$. L'ordre de passage des deux autres conditions ($0G$, $-1G$) était randomisé entre les participants. Six blocs consécutifs de 30 mouvements (15 flexions, 15 extensions de coude) étaient réalisés par condition. Au total, les participants effectuaient donc 90 flexions et 90 extensions de coude par condition.

Traitement des données

De nombreux paramètres analysés dans cette étude ont déjà été décrits dans la section 4.4 (p.96). Nous avons toutefois poussé plus loin l'étude des activités musculaires. Notamment, nous avons travaillé sur la bouffée musculaire agoniste et la désactivation des muscles antagonistes. Pour cela, nous avons séparé la composante tonique qui permet de lutter contre le couple gravitaire et la composante phasique qui participe au mouvement agissant contre l'inertie. Nous avons utilisé une méthode largement employée par d'autres auteurs [Prange et al. 2009; Olesh et al. 2017; Gaveau et al. 2021]. A partir du signal EMG rectifié filtré (voir sous-section 4.4.2, p.99), nous reconstruisons un signal en calculant l'intégrale du signal EMG sur un pas de temps de 5 millisecondes (10 points à une fréquence d'échantillonnage de $2000Hz$). Nous calculons ensuite la valeur moyenne du signal EMG intégré entre 1 seconde et 0.5 seconde avant le début du mouvement et entre 0.5 seconde et 1 seconde après la fin

du mouvement. Le signal EMG tonique est calculé comme une interpolation linéaire entre ces deux valeurs moyennes du début et de la fin du signal EMG. La composante phasique du signal EMG est calculée comme la soustraction de la composante tonique au signal EMG intégré. Ainsi, lorsque le signal phasique est supérieur à 0, cela signifie que le muscle est davantage activé que lorsqu'il lutte contre la gravité en statique. Si le signal est inférieur à 0, cela signifie que le muscle est moins activé que lorsqu'il lutte contre la gravité en statique.

La figure 6.5 (p.143) illustre la composante phasique (en gris sur la figure 6.5) du biceps pour un mouvement vers le haut et pour un mouvement vers le bas. Elle illustre aussi comment ont été quantifiées la bouffée agoniste et la désactivation. Le début et la fin de la bouffée ont été identifiés lorsque l'enveloppe du signal (en bleu sur la figure 6.5) était au dessus du seuil de 5%. Le début et la fin de la désactivation ont été identifiés lorsque l'enveloppe du signal était au dessous de 5%. Lorsque aucune bouffée ou désactivation n'était détectée, la valeur de l'aire était fixée à 0.

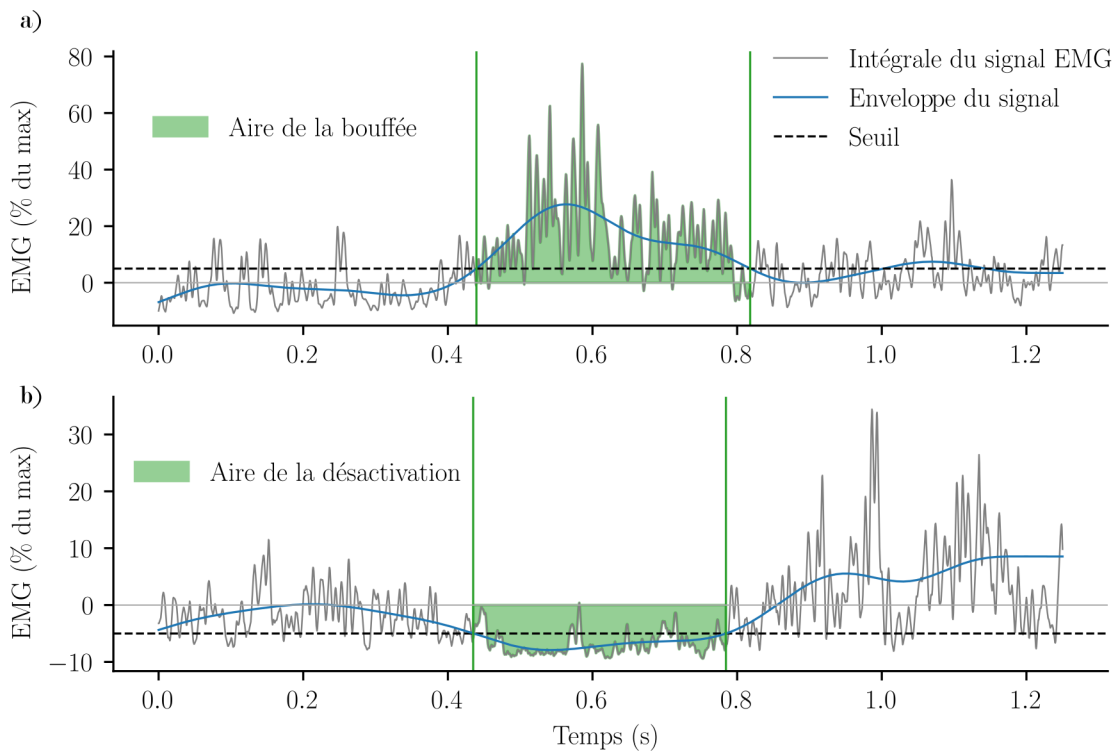


FIGURE 6.5 – *Exemple de calcul de l'aire de la bouffée agoniste et de l'aire de la désactivation antagoniste*

L'enveloppe (tracé bleu) est obtenue avec un filtre passe-bas (Butterworth, fréquence de coupure 5Hz) sur l'intégrale du signal EMG (tracé gris). a) Tracé de l'activité du biceps lors d'un mouvement vers le haut. Le début et la fin de la bouffée agoniste (barres verticales vertes) sont identifiés lorsque l'enveloppe est supérieure au seuil de 5% (ligne noire pointillée). b) Tracé de l'activité du biceps lors d'un mouvement vers le bas. Le début et la fin de la désactivation du muscle antagoniste (barres verticales vertes) sont identifiés lorsque l'enveloppe est inférieure au seuil de -5% (ligne noire pointillée).

Une partie des mouvements enregistrés n'a pas été retenue pour les analyses. Un mouvement était considéré comme valide si le profil d'accélération ne passait pas plus de trois fois par 0 pendant la durée du mouvement. Ce critère nous a permis d'enlever les mouvements qui n'avaient pas été faits en une seule fois (i.e sans à-coup) et qui ne respectaient donc pas la consigne. 3 participants avaient plus de 30% de mouvements non-valides. Ils ont par conséquent été exclus des analyses. Ainsi, toutes les analyses ont été réalisées sur 19 participants.

Analyses statistiques

Pour vérifier les différents modes de compensation, des ANOVA à mesures répétées à deux facteurs (*condition* \times *cible*) ont été réalisées sur la EMG_{RMS} des muscles fléchisseurs et des muscles extenseurs ainsi que sur l'erreur de RMS ($RMSE$) entre le couple d'interaction mesuré et le couple d'interaction théorique pendant les phases statiques. Pour évaluer l'adaptation au fil des blocs d'essais, des ANOVA à mesures répétées à un facteur ont été réalisées indépendamment pour chaque direction de mouvement et chaque condition. Dans le but d'analyser les effets de la direction et des conditions, des ANOVA à mesures répétées à deux facteurs (*condition* \times *direction*) ont été réalisées. Des t-tests ont été utilisés pour effectuer les comparaisons deux à deux des tests post-hoc lorsque les ANOVA montraient un effet significatif d'au moins un des facteurs. Lors des comparaisons multiples, la correction de Bonferonni a été appliquée aux valeurs de p obtenues par les t-tests. Le seuil de significativité a été fixé à $p = 0.05$ pour l'ensemble des tests.

6.2.2 Résultats

Vérification des modes de compensation

Dans un premier temps, nous avons vérifié si les différents modes de compensation mis en place produisaient effectivement les effets escomptés. Pour cela, nous avons observé les données du capteur d'effort et les activations musculaires toniques lors des phases statiques à la fin de chaque bloc d'essais. Sur la figure 6.6a (p.145), nous pouvons remarquer que la compensation est uniforme sur toute l'amplitude des mouvements. En effet, les niveaux d'activation des muscles fléchisseurs ne sont pas influencés par les différents niveaux de position statique ($F_{2,42} = 1.229$, $p = 0.136$, $\eta^2 = 0.091$). Nous remarquons également que, en condition $0G$, le niveau d'activation des fléchisseurs est plus faible que en condition $1G$ ($t = 15.601$, $p < 1.0e-3$) et le niveau d'activation des extenseurs est plus faible que en $-1G$ ($t = 14.246$, $p < 1.0e-3$). De plus, nous n'observons pas de différences significatives entre l'activation des extenseurs et fléchisseurs en condition $0G$. Ces deux dernières observations montrent que dans l'ensemble, la condition $0G$ était correctement réalisée. Cependant, le niveau d'activation en condition

$0G$ reste largement plus élevé que lors d'un repos total. Les participants n'étaient donc pas totalement relâchés en condition $0G$ et conservaient une activité musculaire tonique sans doute liée à leur engagement dans une tâche motrice. Concernant les conditions $1G$ et $-1G$, nous pouvons noter que l'activité des fléchisseurs en $1G$ est légèrement plus faible que l'activité des extenseurs en $-1G$. Cela semble révéler la présence d'une légère sur-compensation de l'avant-bras des participants en condition $-1G$. Cependant, ces différences pourraient être dues à des phénomènes plus complexes (i.e. différence de typologie musculaire entre les fléchisseurs et extenseurs ou positionnement dans l'exosquelette). Quoiqu'il en soit, les niveaux d'activation des fléchisseurs en $1G$ et des extenseurs en $-1G$ sont du même ordre de grandeur et sont largement supérieurs aux niveaux d'activation dans les autres cas (voir figure 6.6a, p.145).

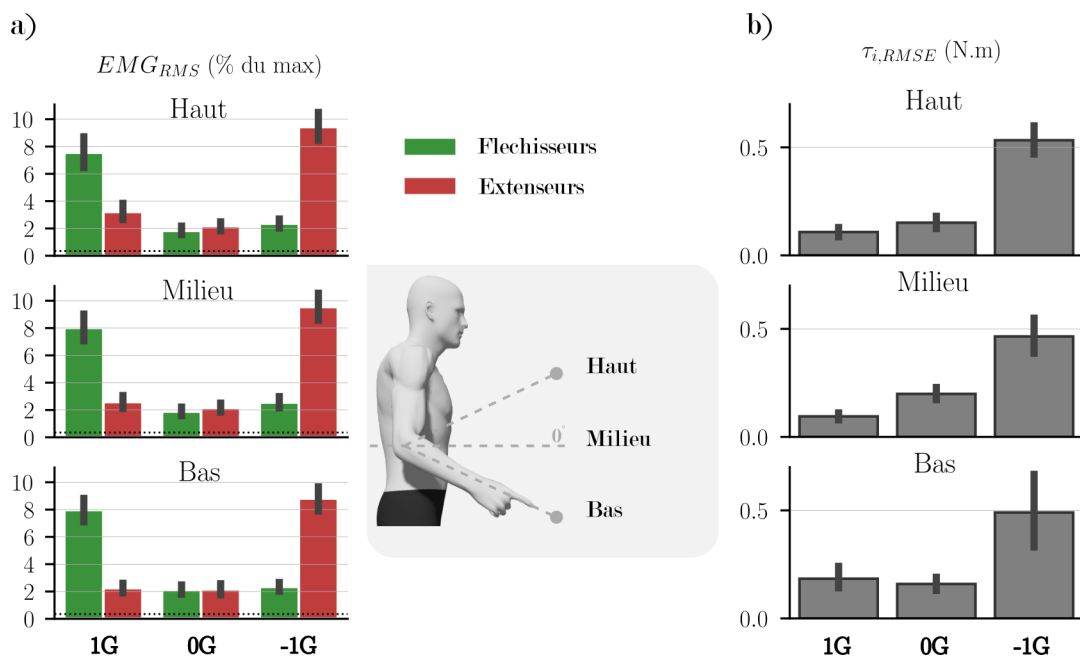


FIGURE 6.6 – *Vérification des modes de compensation via l'activité musculaire et l'erreur de compensation en position statique*

a) *RMS moyenne des muscles extenseurs (en vert) et des muscles fléchisseurs (en rouge). La ligne pointillée noire représente la RMS moyenne dans une situation de repos total.* **b)** *Erreur de RMS moyenne entre le couple d'interaction de consigne ($\tau_{i,c}$) et le couple d'interaction mesuré (τ_i). Toutes les données sont représentées dans les trois conditions et dans les trois positions statiques correspondant aux directions vers les trois cibles comme illustré sur le schéma central.*

Les données illustrées sur la figure 6.6b (p.145) montrent les erreurs entre le couple de consigne et le couple mesuré. Il s'agit d'une vérification de la correction apportée par la loi de commande. Nous pouvons remarquer deux choses. Premièrement, les erreurs sont relativement faibles. En effet, même dans le cas où l'erreur est la plus importante, cela ne représente que 7% par rapport au couple généré par le robot. Deuxièmement, ces erreurs sont similaires

quelle que soit la position sur laquelle elle est observée. Cela vient appuyer le fait que la loi de commande et les compensations sont uniformes sur toute l'amplitude des mouvements.

Absence d'adaptation au cours des blocs d'essais

Les résultats de l'ANOVA sur la durée des mouvements (MD) en condition $1G$ avec les blocs d'essais comme facteur révèlent un effet significatif des blocs pour les mouvements vers le haut ($F_{5,90} = 3.384$, $p = 0.008$, $\eta^2 = 0.158$) ainsi que vers le bas ($F_{5,90} = 7.662$, $p = 0.003$, $\eta^2 = 0.299$). Toutefois, les comparaisons des blocs deux à deux ne montrent pas de différences significatives entre les blocs ($p > 0.05$ pour l'ensemble des comparaisons), à l'exception du bloc numéro 2 qui est significativement plus lent que le bloc numéro 5 pour les mouvements vers le bas ($t = 3.471$, $p = 0.041$).

En condition $0G$, l'effet des blocs sur la variable MD est également significative pour les mouvements vers le haut ($F_{5,90} = 6.247$, $p < 1e-3$, $\eta^2 = 0.256$) mais pas pour les mouvements vers le bas ($F_{5,90} = 1.816$, $p = 0.118$, $\eta^2 = 0.092$). Pour les mouvements vers le haut, les comparaisons deux à deux révèlent que le bloc numéro 1 est significativement plus lent que les blocs 5 ($t = 3.543$, $p = 0.035$) et 6 ($t = 3.790$, $p = 0.020$). Toutefois, les différences de temps de mouvement sont relativement faibles. En effet, en condition $0G$ vers le haut, le bloc numéro 1 est réalisé en 704 ± 135 millisecondes contre 653 ± 106 et 658 ± 116 millisecondes pour les blocs numéro 5 et 6 respectivement. Cela représente une différence d'environ 50 millisecondes et les temps de mouvement restent comparables.

En condition $-1G$, la durée des mouvements vers le haut semble également impactée par les blocs d'essais ($F_{5,90} = 2.526$, $p = 0.035$, $\eta^2 = 0.123$). Mais cette observation n'est pas confirmée par les analyses post-hoc puisque les comparaisons des blocs deux à deux ne montrent aucune différence significative ($p > 0.05$ pour toutes les comparaisons). Enfin, les résultats de l'ANOVA pour les mouvements vers le bas ne montrent aucun effet des blocs sur la durée des mouvements ($F_{5,90} = 2.207$, $p = 0.060$, $\eta^2 = 0.101$). Les analyses précédentes ont également été réalisées sur l'amplitude des mouvements. Aucun effet significatif des blocs d'essais n'a été observé ($p < 0.05$). Dans l'ensemble, nous pouvons considérer que les caractéristiques générales des mouvements ne changent pas au fil des blocs d'essais.

Nous nous intéressons ensuite à des caractéristiques plus fines de la cinématique, notamment la forme du profil de vitesse et d'accélération évaluées via les paramètres $rtPV$ et $rtPA$ (voir section 4.4.1, p.96). Toutes des ANOVA menées sur les trois conditions et les deux directions de mouvement avec les blocs d'essais comme facteur n'ont montré aucun effet des blocs sur les paramètres $rtPV$ et $rtPA$ ($p > 0.05$ lors des six ANOVA). Nous pouvons conclure de ces résultats qu'il n'y a pas d'adaptation sur la cinématique des mouvements au fil des blocs d'essais (voir figure 6.7, p147). Par conséquent, nous choisissons de travailler sur l'ensemble

des blocs moyennés pour la suite des analyses.

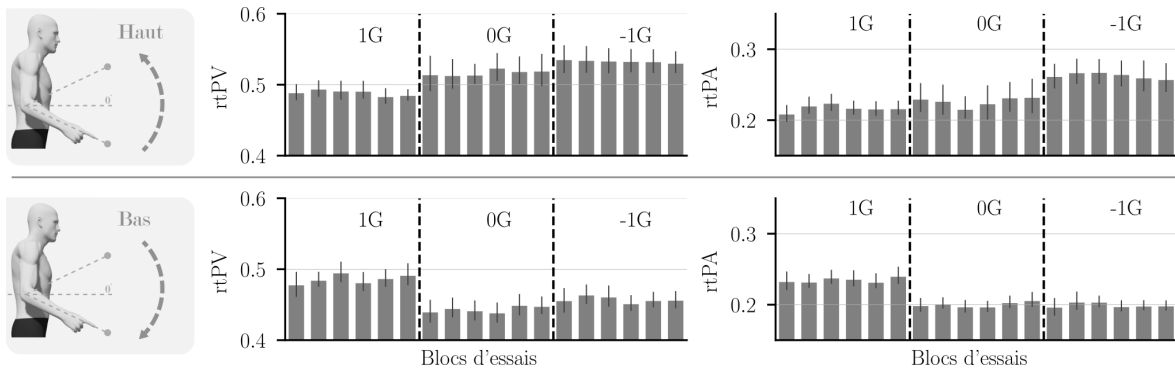


FIGURE 6.7 – *Adaptation des paramètres $rtPV$ et $rtPA$ au cours des blocs d'essais*

Pour chaque bloc d'essais, la moyenne des mouvements de tous les participants est représentée. Un bloc d'essais contient 15 mouvements de flexion (haut) et 15 mouvements d'extension (bas).

Différences inter-conditions

Le tableau 6.1 (p.148) présente les valeurs des paramètres pour chaque condition et chaque direction de mouvement. Si nous n'observons pas d'adaptation claire au cours des blocs lors d'une condition, des différences importantes existent toutefois entre les trois conditions. Ces différences sont également influencées par la direction des mouvements. En effet, les analyses statistiques sur les paramètres cinématiques montrent dans l'ensemble un effet de la condition, de la direction des mouvements ainsi qu'un effet d'interaction entre ces deux facteurs (voir tableau 6.2, p.149). Les mouvements des participants sont plus rapides en condition $-1G$ que dans les deux autres conditions. Dans cette condition, la durée des mouvements est en effet plus faible qu'en $0G$ ($t = 3.518$, $p = 0.007$) et qu'en $1G$ ($t = 4.084$, $p < 1e-3$). De manière cohérente, les pics de vitesse et d'accélération sont aussi significativement plus élevés en $-1G$ que dans les deux autres conditions ($p < 0.01$). Nous observons aussi des différences significatives sur les pics de vitesse ($t = 3.498$, $p = 2.6e-3$) et d'accélération ($t = 3.781$, $p = 1.4e-3$) entre les conditions $1G$ et $0G$ indépendamment de la direction du mouvement. Ces résultats montrent que plus la compensation de l'exosquelette est importante, plus les participants ont tendance à augmenter la vitesse de leur mouvement. Cette tendance est largement plus marquée pour les mouvements vers le bas. Cet aspect sera discuté dans la sous-section 6.2.3 (p.153).

Nous pouvons remarquer que l'amplitude des mouvements est plus importante en condition $0G$ que dans les deux autres conditions mais cette différence ne permet pas d'expliquer les observations précédentes sur la vitesse des mouvements. En effet, l'effet des conditions sur l'amplitude ne suit pas le même sens que celui sur la vitesse des mouvements. De plus les variations d'amplitude inter-conditions sont de l'ordre de 2 degrés seulement.

		Direction		Haut			Bas	
		Condition	1G	0G	-1G	1G	0G	-1G
MD (s)	moy.	0.656	0.675	0.610	0.660	0.617	0.567	
	std	0.088	0.118	0.103	0.097	0.097	0.098	
A (deg)	moy.	51.345	53.586	51.333	51.408	53.311	52.775	
	std	4.694	5.893	4.514	4.526	5.865	4.839	
PV (deg.s ⁻¹)	moy.	144.225	145.361	157.976	149.402	168.862	178.146	
	std	23.109	26.127	21.080	27.483	24.840	24.505	
rtPV	moy.	0.490	0.518	0.534	0.487	0.445	0.459	
	std	0.018	0.040	0.031	0.023	0.025	0.022	
PA (deg.s ⁻²)	moy.	658.583	636.592	728.497	695.811	901.304	1003.445	
	std	215.111	251.437	232.154	253.182	245.451	259.513	
rtPA	moy.	0.218	0.228	0.264	0.236	0.201	0.201	
	std	0.018	0.042	0.037	0.018	0.013	0.015	

TABLE 6.1 – *Paramètres cinématiques selon les différents niveau de compensation et les directions de mouvement*

Les temps de mouvement (*MD*), l'amplitude (*A*), le pic de vitesse (*PV*), le temps relatif au pic de vitesse (*rtPV*), le pic d'accélération (*PA*) et le temps relatif au pic d'accélération (*rtPA*) sont reportés dans ce tableau. Les valeurs moyennes (*moy.*) ainsi que les écarts types (*std*) ont été calculés sur les 19 participants retenus pour les analyses.

	Source	<i>Condition</i>	<i>Direction</i>	<i>Condition × Direction</i>
MD	<i>F</i>	9.982	23.885	21.998
	<i>p</i>	3.6e-4	1.2e-4	1e-6
	η^2	0.357	0.570	0.550
A	<i>F</i>	8.703	3.944	22.670
	<i>p</i>	1.2e-3	0.062	2.9e-5
	η^2	0.326	0.180	0.557
PV	<i>F</i>	20.010	80.976	33.284
	<i>p</i>	3e-6	<1e-7	<1e-7
	η^2	0.526	0.818	0.649
rtPV	<i>F</i>	7.818	46.420	34.630
	<i>p</i>	1.9e-3	2e-6	<1e-7
	η^2	0.303	0.721	0.658
PA	<i>F</i>	21.984	157.952	59.408
	<i>p</i>	1e-6	<1e-7	<1e-7
	η^2	0.550	0.898	0.767
rtPA	<i>F</i>	10.599	14.562	36.748
	<i>p</i>	2.5e-4	1.3e-3	<1e-7
	η^2	0.371	0.447	0.671

TABLE 6.2 – **Résultats des ANOVA** *condition × direction*
 Les degrés de liberté sont respectivement de [2,36], [1,18] et [2,36] pour les sources de variance *Condition*, *Direction* et *Condition × Direction*. La valeur de *F*, de *p* et de η^2 est reportée pour chaque analyse

Les différences inter-conditions sur les paramètres *rtPV* et *rtPA* sont importantes (voir tableau 6.1, p.148 et figure 6.10, p.153). Nous pouvons remarquer que lors des mouvements vers le haut, les participants ont des *rtPV* et *rtPA* relativement proches dans les conditions *1G* et *0G* alors que ces paramètres sont largement supérieurs en condition *-1G*. A l'inverse, lors des mouvements vers le bas, les conditions *0G* et *-1G* provoquent des *rtPV* et *rtPA* proches alors qu'ils sont supérieurs en condition *1G*. Nous pouvons cependant noter que les différences entre les *rtPV* haut et bas en condition *1G* sont presque égales (voir figure 6.12, p.156) alors qu'un *rtPV* plus élevé pour les mouvements vers le haut était attendu par rapport à la littérature, à nos autres expériences et au modèle présenté sur la figure 6.1 (p.135). Ce point sera discuté dans le paragraphe suivant.

Lorsque nous regardons les activités musculaires associées, nous pouvons noter que dans les deux sens de mouvement, la cinématique semble différente lorsque que le mouvement est causé par une désactivation du muscle antagoniste plutôt que par une activation du muscle agoniste. En effet, en condition *1G* vers le bas, la gravité agit dans le sens du mouvement

et le mouvement est donc initié par une désactivation des muscles fléchisseurs du coude. A l'inverse, en condition $-1G$ vers le haut, l'exosquelette applique un effort vers le haut, le mouvement est initié par une désactivation des muscles extenseurs du coude. Ce phénomène de désactivation est largement visible sur les tracés des activations musculaires de la figure 6.8 (p.150). En revanche, en condition $0G$, les participants ne peuvent pas compter sur la gravité ou l'exosquelette pour initier le mouvement. Ils sont obligés de fournir eux-mêmes la bouffée musculaire nécessaire à l'accélération. Il n'y a donc pas de phénomène de désactivation musculaire.

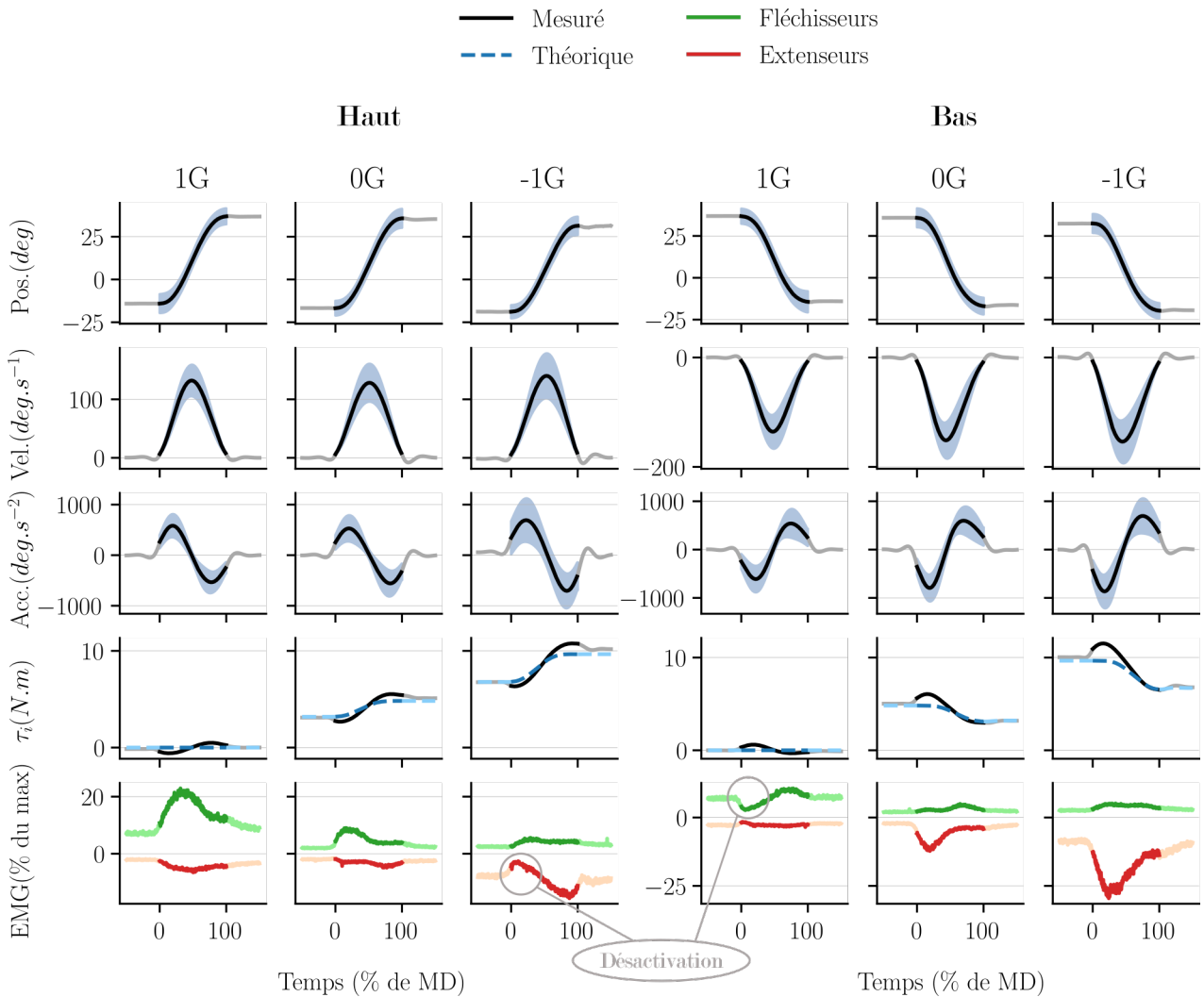


FIGURE 6.8 – *Tracé des trajectoires moyennes pour l'ensemble des participants*

La position ($Pos.$), la vitesse ($Vit.$), l'accélération ($Acc.$), le couple d'interaction (τ_i) et l'activité musculaire (EMG) sont représentés en fonction du temps pour les mouvements vers le haut et vers le bas. Les tracés sont les tracés moyens sur tous les participants de l'expérience.

Sur la figure 6.8, nous pouvons remarquer que les tracés des τ_i mesurés et τ_i théoriques s'écartent pendant le mouvement. Plusieurs raisons permettent d'expliquer cela. Tout

d’abord, l’inertie de l’exosquelette n’est toujours pas parfaitement compensée, et celle-ci se fait encore ressentir lorsque les participants bougent vite. Ce phénomène est le même que celui qui avait été illustré sur la figure 5.12 (p.131). Ensuite, l’ampleur des écarts semble augmenter avec le niveau de compensation ($0G$ et $-1G$). En effet, le changement de sens de rotation du moteur de l’exosquelette provoque un retard de suivi de la consigne. Par conséquent, si les niveaux de compensations sont fiables dans les phases statiques, ils sont vraisemblablement moins précis dans les phases dynamiques. Cela est particulièrement visible lorsque le sens de l’accélération est opposé à la compensation (i.e. phase de décélération pour un mouvement vers le haut et phase d’accélération pour un mouvement vers le bas). Enfin, des défauts d’alignement des articulations ou des changements de posture du participant pendant le mouvement ou entre les conditions n’ont pu être que partiellement contrôlés. Dans l’ensemble, ces considérations techniques peuvent avoir des effets complexes sur la cinématique des mouvements exécutés. Une façon de s’affranchir du problème est d’observer les paramètres qui rendent compte de la planification motrice et qui sont peu ou pas affectés par des retours sensoriels ayant lieu au cours du mouvement.

En particulier, les activités musculaires responsables de l’initiation du mouvement sont représentatives de la planification du mouvement par le SNC à partir des informations sensorielles disponibles en phase statique [Gottlieb et al. 1989 ; Gottlieb 1998]. La quantification des bouffées phasiques des muscles agonistes nous montre que les participants produisent des activités musculaires en cohérence avec le champ de force auquel ils étaient exposés. En effet, pour les mouvements vers le haut, nous observons une diminution significative de l’aire des bouffées des fléchisseurs liée à une augmentation de la compensation apportée par l’exosquelette ($F_{2,42} = 8.480$, $p = 1.5e-3$, $\eta^2 = 0.288$). Inversement, l’augmentation de la compensation provoque une augmentation de l’activité des muscles extenseurs pour les mouvements vers le bas. Dans la condition $0G$, les bouffées agonistes sont du même ordre pour les mouvements vers le haut et vers le bas ($t = 0.629$, $p = 0.536$).

Les mouvements en $1G$ vers le bas et en $-1G$ vers le haut sont des situations particulières puisque le mouvement est initié en relâchant le muscle antagoniste. La désactivation des muscles fléchisseurs du coude pour un mouvement vers le bas en condition $1G$ est un phénomène connu et nous l’observons dans nos données. Toutefois, il est particulièrement intéressant de noter que nous observons le même phénomène dans le sens inverse (i.e. relâchement des extenseurs du coude en condition $-1G$ vers le haut), ce qui n’est pas nécessairement un comportement trivial. En effet, il s’agit d’un comportement efficient pour profiter de la gravité simulée (ici la force de l’exosquelette) pour réaliser le mouvement [Gaveau et al. 2021], et celui-ci est rapidement adopté par les participants.

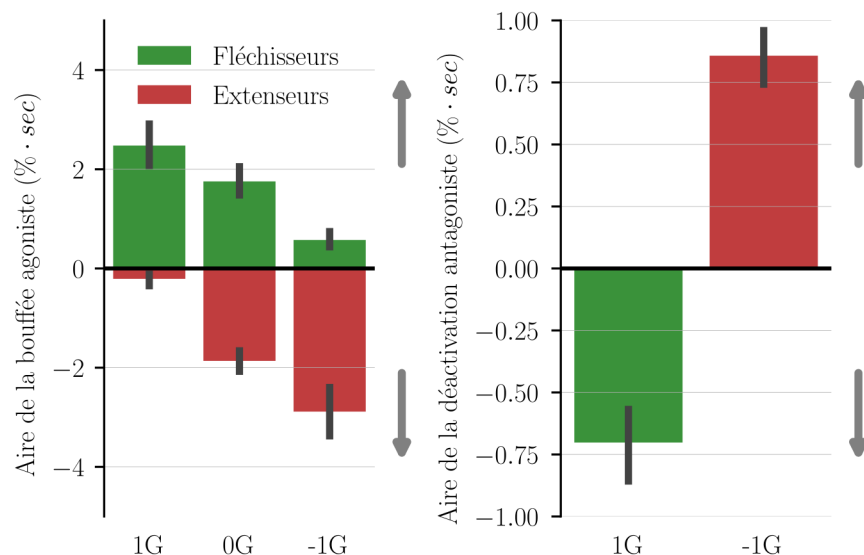


FIGURE 6.9 – *Analyse des bouffées des muscles agonistes et de la désactivation des muscles antagonistes*

a) L'aire moyenne des bouffées des muscles agonistes est représentée pour les muscles fléchisseurs vers le haut (en vert) et pour les muscles extenseurs vers le bas (en rouge). **b)** L'aire moyenne des désactivations des muscles antagonistes est représentée dans les deux situations où le mouvement peut être initié en relâchant le muscle antagoniste. Les flèches à côté des graphiques indiquent le sens des mouvements.

Le comportement optimal observé sur les activités musculaires est en partie retrouvé sur le paramètre $rtPA$. En effet, nous savons que, pour des raisons d'intégration optimale de la gravité dans la planification des mouvements, le pic d'accélération intervient plus tard pour un mouvement vers le bas que pour un mouvement vers le haut dans une situation gravitaire classique ($1G$). Or, les résultats en condition $-1G$ montrent une inversion de ce phénomène, en cohérence avec nos hypothèses. Cependant, nous observons un $rtPA_{down} - rtPA_{up}$ négatif aussi en condition $0G$ alors que nous nous attendions à un $rtPA_{down} - rtPA_{up}$ proche de 0. Malgré tout, nous observons bien un effet des conditions sur les valeurs de $rtPA_{down} - rtPA_{up}$ (voir figure 6.10, p.153) dans le même sens que les prédictions du modèle de contrôle optimal présenté au début de ce chapitre. Le gradient des valeurs des asymétries entre les conditions est en effet cohérent avec les prédictions du modèle.

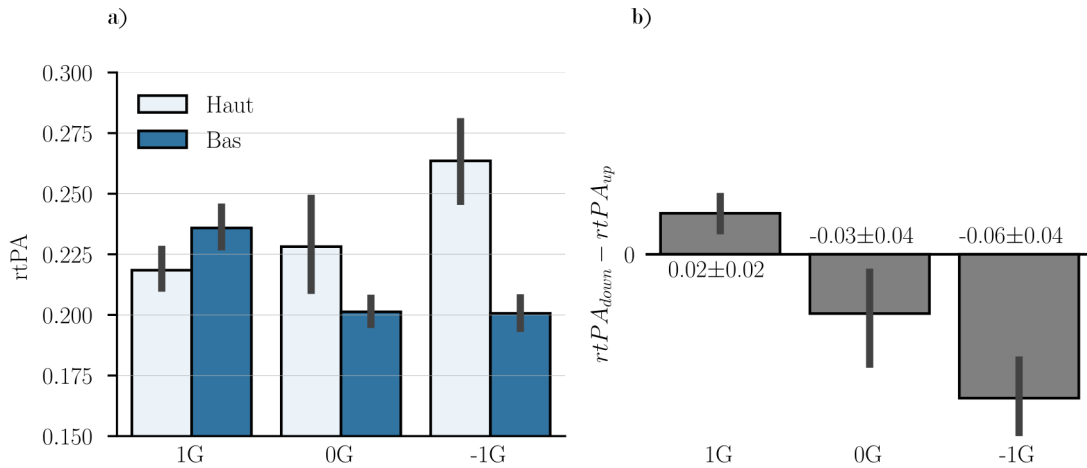


FIGURE 6.10 – *Analyse des asymétries du temps relatif au pic d'accélération (rtPA)*

a) Valeurs de rtPA pour des mouvements vers le haut et vers le bas. b) Différence entre les rtPA des mouvements vers le haut et vers le bas ($rtPA_{down} - rtPA_{up}$).

6.2.3 Discussion

Dans un premier temps, nous avons constaté que les différents modes de compensation ne provoquaient pas d'adaptation au cours des blocs d'essais sur la cinématique des mouvements. Ces résultats sont assez cohérents avec la littérature et nos études précédentes. En effet, la modification du couple gravitaire ne change pas la structure de la dynamique à contrôler pour le participant et fait donc davantage intervenir un apprentissage paramétrique (voir sous-section 2.3.4, p.72). Le SNC n'a donc pas de réelles difficultés à réaliser la tâche. Cela vient appuyer les résultats selon lesquels le SNC possède une représentation dissociée des termes inertiels et gravitaires dans la dynamique des membres à contrôler.

Cependant, même si le comportement des participants dans une condition est stable, nous observons toutefois des différences nettes entre les conditions. Notre hypothèse était que le comportement choisi par les participants utiliserait la gravité simulée comme force motrice. Les résultats sur les activités musculaires montrent effectivement que les participants intègrent le champ de force appliqué par l'exosquelette et l'utilisent. Nous aurions en effet pu observer d'autres stratégies moins efficaces en termes de coût énergétique, comme de la co-contraction. Pourtant, une stratégie claire de désactivation des fléchisseurs du coude est observée pour un mouvement vers le haut en situation de gravité inversée ($-1G$). Ce résultat montre que le phénomène de désactivation, signature de l'utilisation d'une force externe comme force motrice, peut être provoqué uniquement via des informations proprioceptives et haptiques et rejoint donc les conclusions de Bringoux et al. [2012]. De plus, ces adaptations sont observées sur des paramètres qui interviennent très tôt dans le mouvement et sont donc réalisées quasi-exclusivement sur la base des informations disponibles pendant la phase

statique avant le mouvement et viennent donc compléter les résultats de Rousseau et al. [2016b].

Toutefois, les effets des conditions sur la cinématique offrent moins de certitudes que sur les activités musculaires. En effet, nous avons vu que les temps aux pics d'accélération ($rtPA$) sont affectés de manière moins bien expliquée par notre modèle de contrôle optimal, probablement parce que certains aspects de la dynamique du robot et de la dynamique musculaire ne sont pas pris en compte dans le modèle. En étudiant les paramètres $rtPV_{down} - rtPV_{up}$ et $rtPA_{down} - rtPA_{up}$ sur notre expérience précédente (voir sous-section 6.1.3, p.138), lorsque la compensation fournie par l'exosquelette n'était pas corrigée, nous avons remarqué des résultats légèrement différents (voir figure 6.11).

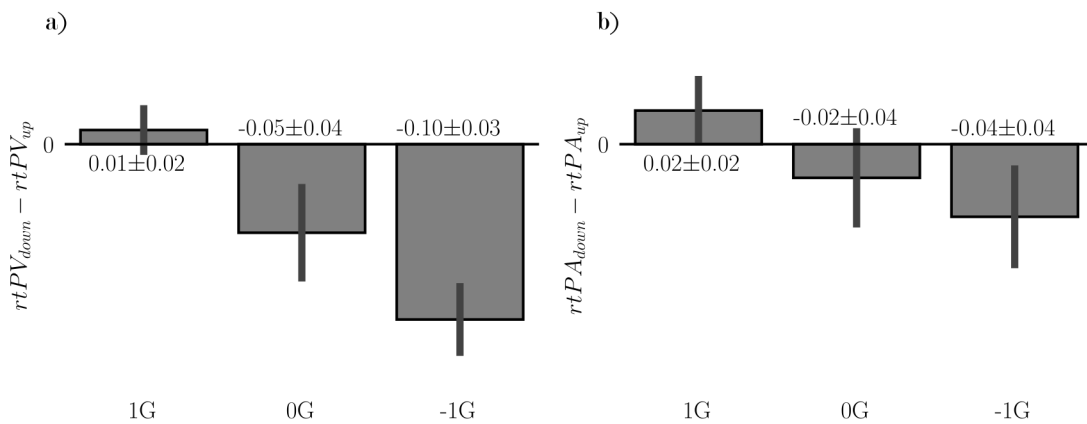


FIGURE 6.11 – **Asymétries directionnelles des $rtPV$ et des $rtPA$ sans la correction de l'erreur de compensation**

a) Différence entre les $rtPV$ des mouvements vers le haut et vers le bas ($rtPV_{down} - rtPV_{up}$). **b)** Différence entre les $rtPA$ des mouvements vers le haut et vers le bas ($rtPA_{down} - rtPA_{up}$). Les conditions 0G et -1G ont été réalisées sans la correction de compensation présentée dans la partie 6.1.3, p.138.

En effet, en condition 0G, les valeurs de $rtPV_{down} - rtPV_{up}$ sont plus proches de 0, et donc du comportement optimal. Lors de cette première expérience (sans la correction de compensation) l'exosquelette sous-compensait légèrement par rapport aux efforts à fournir que nous avons identifiés. Pourtant, en comparaison aux prédictions du modèle de contrôler optimal, le comportement que nous observons ressemble davantage à une situation de sur-compensation. Cette observation laisse penser qu'il peut y avoir une différence entre la compensation ressentie par le participant et la compensation réelle. Une explication peut être que, avant un mouvement, une activité musculaire initiale est présente [Rousseau et al. 2016b]. Elle est une sorte de pré-chargement du muscle pour être prêt à réaliser le mouvement. Dans le cas de notre condition 0G, nous avons observé que l'activité musculaire des participants en position statique était largement plus élevée que lorsqu'ils se relâchaient complètement (6.6, p.145).

Cette activité initiale peut participer en partie à la compensation du poids de l'avant-bras, si bien que la compensation de l'exosquelette, même si elle est trop faible pour porter le poids du bras totalement relâché, peut être perçue comme étant trop importante lorsque l'utilisateur est engagé dans une tâche motrice. Ainsi, sans la correction de compensation, l'exosquelette sous-compensait par rapport aux efforts à fournir que nous avons identifiés, mais comme le participant était moins relâché pendant la tâche que pendant la phase d'identification, l'effet net était une légère sur-compensation en $0G$. Ensuite grâce à la correction de la compensation réalisée pour la deuxième expérience, les efforts de consignes étaient mieux suivis. Cependant comme l'utilisateur était toujours moins relâché pendant la tâche que pendant la phase d'identification, l'effet net était une surcompensation en $0G$ encore plus importante. De plus, l'effort exercé par l'exosquelette est clairement ressenti via le sens haptique, ce qui peut avoir des conséquences non négligeables sur la manière dont est perçue la situation de microgravité simulée [Lackner et al. 2005].

Si nous confrontons les résultats des asymétries directionnelles des profils de vitesses de nos deux expériences aux prédictions du modèle de contrôle optimal présenté au début du chapitre (voir figure 6.1, p.135), nous pouvons supposer que la condition $0G$ de la première étude est plus proche d'une sur-compensation ressentie de $-0.01G$ et que la condition $0G$ de la seconde étude est plus proche d'une sur-compensation ressentie de $-0.05G$. Nous pensons également que les situations de sur-compensation peuvent varier d'un individu à l'autre, avec pourtant la même loi de commande. Par exemple, lors de la deuxième expérience présentée dans ce chapitre (avec correction de l'erreur de compensation), nous avons remarqué que les sens de variation des asymétries des $rtPV$ causés par les conditions sont différents entre les individus (voir figure 6.12, p.156). Certains participants ont des asymétries plus marquées en $0G$ qu'en $-1G$ (groupe *inversion* sur la figure) alors que d'autres ont des asymétries plus marquées en $-1G$ qu'en $0G$ (groupe *gradient* sur la figure). Cette observation laisse penser que le niveau de compensation en condition $0G$ n'est pas le même, ou n'est pas perçu de la même façon par tous les participants. Il serait plus proche de $-0.05G$ pour le groupe de participants *inversion*, et plus proche de $-0.01G$ pour le groupe de participants *gradient*. Ces considérations posent la question de comment faire une compensation gravitaire clairement perçue comme telle par les participants pour que ceux-ci aient un ressenti réel d'apesanteur mécanique, en particulier si leur comportement diffère entre la phase d'identification et la phase de mouvement actif. Étant donné les potentielles applications de ce mode de contrôle pour la prévention des TMS ou pour la rééducation, ces perspectives de recherche méritent d'être explorées.

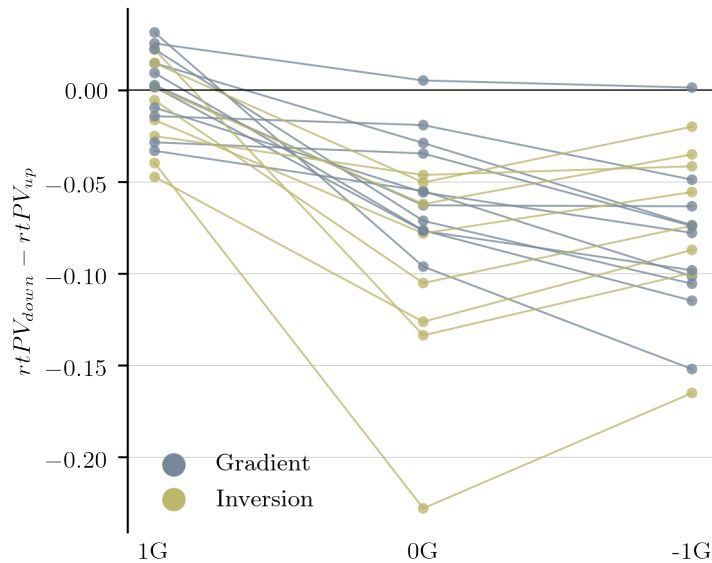


FIGURE 6.12 – *Variabilité inter-individuelle des asymétries directionnelles des rtPV*

Les valeurs de $rtPV_{down} - rtPV_{up}$ moyenne sont représentées dans les trois conditions pour chacun des 19 sujets de l'expérience avec la correction de compensation. Deux comportements distincts sont observés : gradient (la valeur des asymétries en 0G est supérieure à la valeur en -1G) et inversion (la valeur des asymétries en 0G est inférieure à la valeur en -1G).

Malgré tout, un gradient se dégage en moyenne entre les conditions 1G, 0G et -1G, ce qui est comparable au gradient prédit par le modèle de contrôle optimal si le champ gravitaire est exploité pour minimiser l'effort musculaire notamment. En rassemblant les données de nos deux expériences, nous avons un total de 47 participants qui montrent des tendances vers une utilisation optimale des efforts fournis par l'exosquelette. De plus, l'adoption de ces comportements est rapide (de l'ordre de quelques essais) et semble particulièrement naturelle. Ces considérations laissent penser qu'une interface exclusivement haptique pourrait être suffisante pour une IHE symbiotique. Dans l'ensemble, nous pouvons conclure que les participants parviennent à exploiter efficacement les efforts fournis par l'exosquelette ce qui est particulièrement prometteur pour une utilisation concrète des dispositifs de prévention ou d'assistance utilisant une compensation de gravité.

Cependant, les explications de certains aspects de nos résultats restent encore à préciser. Tout d'abord, les durées de mouvement largement plus courtes en condition 0G et -1G pour les mouvements vers le bas pourraient venir des muscles responsables du mouvement. En effet, dans ces deux situations, c'est le triceps brachial qui est responsable du mouvement. Or, les délais électromécaniques semblent plus courts et les vitesses de contraction semblent plus élevées que pour le biceps [Norman et al. 1979], probablement à cause d'une plus grande proportion de fibres rapides dans le triceps [Johnson et al. 1973]. Ensuite, toutes les com-

plexités liées à l'interaction physique entre l'humain et l'exosquelette exposées dans la section 1.3 (p.24) interviennent au cours du mouvement. Ainsi, les différentes caractéristiques des mouvements peuvent être largement affectées par des phénomènes complexes liés à l'interaction et ceux-ci sont difficiles à modéliser. De plus, les effets de l'interaction sur la motricité humaine ne sont pas nécessairement les mêmes entre les conditions et entre les participants ce qui rend parfois complexe la compréhension de certaines observations et notamment les phénomènes qui ont lieu pendant le mouvement. Enfin, nos observations se limitent à une étude à un degré de liberté dans le plan sagittal et il faudrait pouvoir les étendre à des mouvements plus complexes.

Chapitre 7

Discussion Générale

Ce travail de thèse a été guidé par l'idée selon laquelle, d'une part, le développement des exosquelettes doit intégrer des connaissances fondamentales sur le mouvement humain dans les processus de conception, et d'autre part, les exosquelettes peuvent servir d'outils pour investiguer des questions fondamentales sur le contrôle moteur humain. Nous avons présenté ce processus sous la forme d'une boucle vertueuse. Avec cette approche, nous avons étudié deux modes de contrôle fondamentaux : le mode transparent et le mode antigravitaire. D'un point de vue pratique, le mode transparent est une première étape pour de nombreuses applications en industrie (e.g. port d'outils, réalité virtuelle et augmentée, téléopération, etc.). Le mode antigravitaire est une extension du mode transparent. Il est particulièrement prometteur pour des applications médicales (e.g. prévention des TMS, rééducation, assistance etc.). Au cours de nos recherches, nous avons constaté que les adaptations motrices lors de l'interaction avec ces deux modes posaient aussi des questions fondamentales sur la manière dont l'humain contrôle ses mouvements.

7.1 Le mode de contrôle transparent

Sans anticipation de l'intention de l'utilisateur, le port d'un exosquelette transparent induit un découplage gravito-inertiel sur la dynamique du membre assisté, et en l'occurrence, une augmentation des couples inertiels sans modification des couples gravitaires. Il s'agit d'une situation peu commune pour un humain, particulièrement dans le plan vertical. Nous avons montré que les adaptations à ce découplage étaient réalisées en quelques mouvements, ce qui vient confirmer les conclusions d'autres études selon lesquelles les couples inertiels et gravitaires sont contrôlés indépendamment par le SNC [Bock 1992 ; Gaveau et al. 2016]. L'interaction avec un exosquelette transparent s'apparente donc davantage à une situation d'apprentissage paramétrique que structurelle [Ingram et al. 2011]. Cette première conclusion est

plutôt encourageante pour l’avenir des exosquelettes transparents possédant exclusivement une interface haptique. En effet, dans ce contexte, il n’est pas possible d’annuler totalement l’inertie de l’exosquelette. Il est donc important que l’humain puisse s’y adapter rapidement et facilement, ce qui semble être la cas.

Toutefois, nous avons également remarqué que les utilisateurs s’adaptent vers un comportement différent de celui sans exosquelette. En effet, nos résultats montrent, comme les travaux de Jarrassé et al. [2010], que bouger avec un exosquelette contrôlé en mode transparent ralentit nettement la vitesse naturelle des mouvements. Pourtant, l’organisation générale des mouvements n’est pas affectée puisque nous avons montré que des principes fondamentaux du contrôle moteur étaient conservés avec l’exosquelette. Si cette dernière observation est plutôt en faveur d’une interaction symbiotique, l’important ralentissement des mouvements causé par l’exosquelette pourrait pénaliser fortement les perspectives d’utilisation concrète en contexte industriel ou entraîner un manque d’acceptabilité de la part des utilisateurs.

Aussi, nous avons travaillé dans un second temps sur l’amélioration de la loi de commande transparente. Nous avons mis en place des indices inspirés du domaine du contrôle moteur humain pour évaluer différents niveaux de transparence. Grâce à ces indices, nous avons pu remarquer que plus la compensation de la dynamique de l’exosquelette était précise, moins le mouvement des utilisateurs était affecté. Autrement dit, moins les forces d’interaction entre l’exosquelette et l’utilisateur sont importantes, plus l’utilisateur conserve sa motricité nominale. Nous avons donc poursuivi nos recherches en installant un capteur d’effort au point d’interaction entre l’utilisateur et l’exosquelette. Cela nous a permis, en se basant sur les forces d’interaction, de créer un mode de contrôle encore plus transparent.

Toutefois, l’annulation totale des forces d’interaction n’est pas possible et cela peut encore affecter légèrement la motricité des individus. Des approches essayant d’anticiper les intentions motrices de l’utilisateur pourraient permettre d’améliorer encore la transparence [Jarrassé et al. 2008b]. Des travaux basés par exemple sur l’activité musculaire [Bi et al. 2019; Treussart et al. 2020] ou l’apprentissage de trajectoires typiques [Peternel et al. 2016] sont prometteurs. Il est aussi possible d’essayer d’exploiter l’activité musculaire pour prédire le couple moteur humain sur une certaine fenêtre temporelle et calculer des commandes optimales de manière successive en utilisant des méthodes de commande prédictive (*model predictive control* dans la littérature) [Teramae et al. 2017]. La difficulté de cette approche réside dans la prédiction des efforts ou des trajectoires souhaitées par l’utilisateur. Des études récentes montrent qu’il est possible d’exploiter les signaux neuraux durant la préparation motrice pour capturer l’intention des mouvements à partir de signaux électroencéphalographiques (EEG) [Mammone et al. 2020; Yeom et al. 2020]. L’EEG présente l’intérêt notable d’être un procédé non invasif. L’intention des mouvements pourrait donc être détectée encore plus tôt qu’avec l’activité musculaire, et elle pourrait être intégrée dans la loi de commande de l’exosquelette. En effet, plus l’intention de l’utilisateur est détectée tôt avant le mouve-

ment, plus le temps disponible pour calculer les efforts que doit fournir l'exosquelette est important. Ceux-ci pourraient donc être plus finement adaptés aux besoins de l'utilisateur [Waldert et al. 2009].

La conservation de certains principes de la motricité humaine lors de l'interaction avec l'exosquelette suggère aussi une autre approche. Il serait par exemple possible de concevoir des exosquelettes dont les lois de commande possèdent des principes fondamentaux communs avec l'humain. Ce genre d'approche a, par exemple, montré un intérêt réel pour des tâches collaboratives humain-robot [Maurice et al. 2018]. Ainsi, si l'humain et le robot possèdent des buts communs pour la tâche (e.g. atteindre une cible), et si l'on est capable de générer une trajectoire spatiale et temporelle compatible avec celle que générera l'utilisateur, cela pourrait permettre d'atteindre une meilleure transparence. Cette approche reste cependant délicate en raison des grandes différences inter-individuelles et de la variabilité du comportement moteur humain d'un mouvement à l'autre.

7.2 Le mode de contrôle antigravitaire

A partir de notre loi de commande transparente la plus aboutie, nous avons créé un mode de contrôle antigravitaire pour le plan sagittal. Au cours de cette démarche, nous nous sommes rendu compte que ce travail était plus complexe qu'attendu. En effet, une première étape est d'estimer les caractéristiques anthropométriques du membre de l'utilisateur que l'on veut compenser. Lors de cette estimation, il est également nécessaire d'identifier les caractéristiques liées à l'interaction comme le décalage angulaire entre l'utilisateur et le robot. Cette procédure est en soi source d'erreurs et peut ensuite provoquer des imprécisions de compensation du mode antigravitaire. De plus, les différences inter-individuelles obligent à réaliser une identification pour chaque individu. Cela signifie que, dans des perspectives d'applications pratiques, les paramètres utilisés pour la compensation en mode antigravitaire doivent être spécifiques et adaptés aux utilisateurs, d'autant que la complexité et les variabilités inter-individuelles augmentent lorsque les mouvements sortent du plan sagittal .

D'un point de vue fondamental, le mode antigravitaire crée des incongruences sensorielles. Lorsque le bras est en situation OG simulée, le reste du corps reste soumis à la gravité terrestre. De la même manière, une situation de gravité inversée au niveau du bras induite par l'exosquelette crée des informations proprioceptives locales à l'opposé des informations proprioceptives du reste du corps et des informations vestibulaires. Malgré ces situations, nos résultats montrent que les utilisateurs parviennent assez rapidement à tirer profit des forces exercées par l'exosquelette et à les utiliser dans la planification de leurs mouvements. Des auteurs ont montré que dans des situations de microgravité réelle, les adaptations vers des comportements optimaux étaient relativement lentes (60 à 75 mouvements haut-bas)

[Gaveau et al. 2016]. Dans notre cas, nous remarquons que des comportements comparables surviennent beaucoup plus rapidement (moins de 15 mouvements haut-bas).

A la différence d’une situation de microgravité réelle, l’interaction avec l’exosquelette en mode antigravitaire provoque un retour haptique indiquant clairement le sens de l’action de l’exosquelette. En effet lorsque l’exosquelette compense le poids du bras, les utilisateurs ressentent une force appliquée au point d’interaction. Cette information sensorielle peut être décisive pour adapter la planification motrice au nouvel environnement [Lackner et al. 2005 ; Bringoux et al. 2012] et pourrait donc expliquer une adaptation plus rapide avec l’exosquelette en mode antigravitaire que dans une situation de microgravité réelle.

Une seconde différence que nous pouvons noter avec une situation de microgravité réelle est que, dans le cas de l’exosquelette, le système vestibulaire n’est pas perturbé. La lenteur de l’adaptation en microgravité réelle pourrait donc s’expliquer par le temps nécessaire pour intégrer les nouvelles informations du système vestibulaire. En effet, si nous sommes habitués à gérer des forces externes appliquées sur nos membres, l’absence de gravité au niveau du système vestibulaire est assez inédite, et il n’est pas surprenant que le SNC mette plus de temps pour s’y adapter. Cependant, l’absence globale de champ gravitaire offre sans doute un environnement plus stable et avec beaucoup moins d’effets parasites par rapport à ce qu’il est possible de simuler avec un exosquelette.

Enfin, les résultats que nous avons obtenus en inversant localement la gravité ressentie par les utilisateurs nous permettent d’élargir nos conclusions. En effet, dans une telle situation, les participants parviennent aussi à bouger en exploitant de manière efficiente les forces générées par l’exosquelette. Ils changent radicalement leur comportement plutôt que de compenser la force de l’exosquelette. Par exemple, les mouvements vers le haut en $-1G$ deviennent très similaires dans leur structure à des mouvements vers le bas en $1G$. Cela suggère que les informations haptiques et proprioceptives pourraient permettre de s’adapter de manière efficiente à une large gamme de niveaux de compensation, tout en conservant l’organisation générale de la motricité humaine. Ainsi, l’hypothèse largement appuyée par la littérature selon laquelle la gravité est utilisée de manière optimale dans la planification du mouvement [White et al. 2020] pourrait être élargie à tous les champs de force de type gravitaire, même inversés. Pour compléter nos études, il serait intéressant d’évaluer la réponse motrice lors de l’exposition à un continuum de compensations gravitaires, et pas seulement à deux niveaux ($0G$ et $-1G$) comme nous l’avons fait. Par exemple, dans quelles mesures un modèle de contrôle optimal *time-effort* [Gaveau et al. 2021] comme celui que nous avons utilisé permettrait de prédire les comportements pour des niveaux de compensation allant de $2G$ à $-2G$?

L’efficacité des modes de compensation gravitaire devra aussi être évaluée pour des mouvements plus proches des situations écologiques, faisant intervenir davantage de degrés de liberté. Des effets non négligeables peuvent être observés sur les coordinations articulaires lors de tels mouvements [Wu et al. 2018] mais il est parfois difficile de savoir s’il s’agit d’un effet

bénéfique à l'utilisateur. De nombreux exemples d'utilisation d'exosquelettes non-actionnés pour réaliser une compensation gravitaire existent aussi [Gijbels et al. 2011; Grimm et al. 2016; Huysamen et al. 2018; Schweighofer et al. 2018]. Dans le cas d'une compensation de gravité seule, il serait intéressant de comparer des compensations gravitaires réalisées par un exosquelette actionné et un exosquelette non-actionné [Spagnuolo et al. 2015]. D'autant que les exosquelettes non-actionnés sont la plus part du temps beaucoup moins chers que les exosquelettes actionnés. Ils risquent cependant d'être moins précis en dehors de certaines plages de postures ou mouvements pour lesquels ils ont été calibrés. Ce type d'évaluation pourrait se faire sur la base d'indicateurs cinématiques et musculaires ou au moyen de capteurs d'efforts, à l'image des études que nous avons menées.

Dans l'ensemble, nos résultats sont particulièrement encourageants pour des applications des modes de contrôle antigravitaires dans des situations cliniques ou industrielles car ils montrent que les individus sont susceptibles d'exploiter naturellement et rapidement le champ gravitaire simulé par l'exosquelette et ainsi économiser leurs efforts autant que possible. La rapidité des adaptations peut aussi être intéressante vis-à-vis de la réversibilité des adaptations. Par exemple, un travailleur aidé d'un exosquelette antigravitaire pourrait rapidement se désadapter après le travail lorsqu'il se déséquipe de l'exosquelette.

7.3 Vers une interaction symbiotique

Dans l'ensemble, nos travaux suggèrent que les capacités d'adaptation motrice de l'humain sont assez larges pour s'adapter aux changements de dynamique gravito-inertiels induits par l'exosquelette, que ce soit en mode transparent ou en mode antigravitaire.

Toutefois, les études présentées dans ce manuscrit se limitent à des flexions-extensions du coude. Ce choix a été fait pour simplifier les modèles et profiter des larges connaissances issues de la littérature scientifique sur ce type de mouvement. Ces travaux ont montré que même dans ce cas très limité, certains phénomènes restent complexes à comprendre dans leur totalité.

Pour aller plus loin, une première étape serait de reproduire nos études sur d'autres articulations comme le poignet ou l'épaule. Par exemple, les couples mis en jeu au cours des mouvements et les effets de l'exosquelette seraient plus importants pour des mouvements de l'épaule et moins importants pour des mouvements du poignet, selon un gradient proximo-distal comme le suggèrent les travaux de Gaveau et al. [2014].

Dans un second temps, des études impliquant des mouvements simultanés de l'épaule et du coude dans le plan sagittal seraient une suite pertinente à nos travaux, par exemple en considérant des tâches où le choix de la trajectoire de la main est laissé libre [Atkeson et al. 1985]. Cela permettrait d'étudier des mouvements faisant intervenir davantage de degrés de

liberté, en restant dans une catégorie de mouvements bien connue et pour laquelle la complexité de la modélisation de l'interaction avec l'exosquelette reste raisonnable.

Des questions subsistent également sur des processus d'apprentissage plus longs qui pourraient intervenir au cours de l'IHE. En effet, nos travaux, comme la majorité de ceux de la littérature, n'étudient pas l'IHE sur des périodes de temps de plus de quelques heures. Pourtant, lors de l'utilisation des exosquelettes en situations réelles, c'est l'apprentissage sur des échelles de temps de plusieurs jours ou plusieurs mois qui sera questionné. L'étude des effets sur la neuroplasticité cérébrale et les modifications neuromusculaires associées lors d'une utilisation quotidienne de ce type de machine serait intéressante.

Ensuite, les données cinématiques, musculaires et des efforts d'interaction que nous avons enregistrées ne permettent pas d'avoir une vision exhaustive des phénomènes qui interviennent lors de l'interaction. Par exemple, des mesures de paramètres physiologiques comme la consommation d'oxygène ou le rythme cardiaque pourraient nous renseigner plus précisément sur les effets de certains modes de contrôle sur la dépense d'énergie métabolique des utilisateurs ou le stress engendré par le port de l'exosquelette lui-même. L'implication des différentes structures cérébrales au cours de l'interaction n'a pas non plus été abordée dans nos travaux. Pourtant, il existe des structures cérébrales, comme le cortex insulaire par exemple, qui semblent jouer un rôle important pour anticiper les effets de la gravité sur les membres [Rousseau et al. 2016a]. Il serait instructif d'observer les effets des modifications de dynamique gravito-inertielle induites par l'exosquelette sur l'activité du cerveau via des techniques d'imagerie cérébrale. Ensuite, l'impact psychologique et l'acceptabilité lors de l'utilisation d'un exosquelette n'ont pas été évalués ici alors qu'il s'agit de facteurs importants au delà des considérations mécaniques [Ajoudani et al. 2017; Wioland et al. 2019].

Des études *in-situ*, davantage orientées sur des questions pratiques pourraient aussi être un bon complément à notre approche. Comme l'ont entrepris les équipes de l'INRS [Theurel et al. 2018a], il est nécessaire d'évaluer les exosquelettes en situation réelle. Des indicateurs issus du contrôle moteur comme ceux que nous avons présentés au cours de ce travail pourraient être utilisés dans ce contexte.

Enfin, nous n'avons pas étudié le cas dans lequel c'est l'exosquelette, et non l'utilisateur, qui dirige le mouvement. Pourtant, comme nous l'avons vu dans le chapitre 1 (figure 1.7, p.20) il s'agit d'une situation qui peut avoir un intérêt certain pour assister une personne avec une déficience motrice ou au début d'un programme de rééducation. Des questions fondamentales se posent alors : Quel serait l'effet sur les utilisateurs de mouvements d'assistance de l'exosquelette trop lents ou trop rapides ? En effet, les individus possèdent des relations spécifiques entre l'amplitude et la vitesse de leurs mouvements (i.e. la vigueur). Si l'exosquelette n'est pas capable de s'adapter à ces vitesses de mouvement, cela pourrait avoir un impact sur l'acceptabilité de l'exosquelette, et dans une certaine mesure, sur l'efficacité de programmes de rééducation. Nous avons ici un autre argument de la nécessité de prendre en

compte le contrôle moteur humain dans la conception des exosquelettes et de leurs lois de commande.

Les défis à relever sont encore nombreux avant d'atteindre une interaction symbiotique, réellement bénéfique, dont l'assistance est adaptée aux besoins et aux souhaits des utilisateurs. En pratique, il semble que dans de nombreuses situations, l'adaptation ergonomique d'un poste de travail ou l'utilisation d'un robot supervisé par un humain peut être plus efficace et plus facile à mettre en place que d'équiper un humain avec un exosquelette. Pourtant quelques situations concrètes ont déjà montré des résultats prometteurs et les capacités d'adaptation de l'humain sont telles qu'il semble rapidement s'accommoder au fait de bouger avec un exosquelette. La poursuite des efforts vers une conception des exosquelettes davantage centrée sur l'humain sera nécessairement accompagnée d'avancées positives. Plus l'interaction sera fine et symbiotique, plus les champs d'application seront importants. L'assistance aux personnes à mobilité réduite, la rééducation de patients ainsi que la sécurité et la prévention des travailleurs sont des domaines dans lesquels les exosquelettes ont déjà un certain crédit. A l'avenir, d'autres applications comme la téléopération, le divertissement ou l'entraînement à des tâches spécifiques (e.g. opérations médicales, missions spatiales, gestes sportifs, etc.) trouveront sûrement un intérêt à leur utilisation. L'action par le mouvement est tellement omniprésente dans nos vies qu'une assistance au mouvement peut trouver des applications dans quasiment tous les domaines de l'activité humaine.

Table des figures

1.1	Quels dispositifs rentrent dans la catégorie exosquelette?	7
1.2	Exemple d'exosquelette de corps complet piloté par une interface cerveau-machine	8
1.3	Exemples d'exosquelettes disponibles sur le marché. Atalante V4 et Exhausser picker	9
1.4	Exemples d'exosquelettes disponibles sur le marché. Armeo Spring et ALEx	11
1.5	Augmentation de l'intérêt pour les exosquelettes dans le domaine scientifique	13
1.6	Répartition des applications et parties du corps assistées par type d'effort	14
1.7	Évolution du niveau d'assistance en fonction du temps selon les applications	20
1.8	Le problème causé par le défaut d'alignement	26
1.9	Causes et solutions pour l'hyperstatisme	27
1.10	Illustration des différents types de structures mécaniques des exosquelettes	28
1.11	Schéma général de l'interaction physique Homme-Exosquelette	31
1.12	Le problème de la co-adaptation	32
1.13	Schéma résumé de l'hypothèse générale du travail de thèse	40
2.1	Bases neurales pour le contrôle sensorimoteur	44
2.2	Propriétés mécaniques et modélisation du système musculo-tendineux	47
2.3	Principe fondamental de la dynamique en rotation	48
2.4	Exemple de redondance cinématique	51
2.5	La redondance est présente à chaque niveau du système sensorimoteur	52
2.6	Réduction de la variabilité pertinente pour une tâche donnée	54
2.7	Relations amplitude/durée et amplitude/vitesse	61
2.8	Cinématique et activations musculaires	62
2.9	Asymétries directionnelles des profils de vitesse	65
2.10	Paradigme classique d'adaptation à un champ de forces	67
2.11	Effet du contact sur l'adaptation à un champ de forces visqueux orthogonal au mouvement	68
2.12	Effet d'une information explicite sur les processus d'adaptation	71
2.13	Apprentissages sensorimoteurs	72

2.14	Adaptation à l'absence de gravité	75
2.15	Comparaison d'une trajectoire réelle avec une trajectoire simulée par <i>minimum jerk</i>	78
2.16	Détermination d'une durée de mouvement optimale selon la théorie du coût du temps	81
4.1	Schéma descriptif d'un actionneur SCS (<i>Screw Cable System</i>)	88
4.2	Illustration des différences entre la version 7D et la version 4D de l'exosquelette ABLE	90
4.3	Schéma de contrôle initial de l'exosquelette ABLE	91
4.4	Tâche générique utilisée au cours des expériences	92
4.5	Goniomètre et capteurs EMG Biometrics	93
4.6	Système Qualisys et capteurs EMG Cometa	94
4.7	Calcul des paramètres cinématiques sur les trajectoires d'un mouvement de flexion du coude	99
4.8	Exemple de traitement d'un signal EMG	100
5.1	Schéma de l'interaction	103
5.2	Adaptation de paramètres pour des mouvements de flexion du coude	107
5.3	Évolution temporelle des variables cinématiques et dynamiques	111
5.4	Régressions linéaires sur les paramètres d'intérêt	113
5.5	Comparaison des relations amplitude/vitesse réelles et prédites	114
5.6	Schéma de contrôle pour les lois <i>FC</i> et <i>PC</i>	120
5.7	Exemple de trajectoires	123
5.8	Relations amplitude/vitesse pour les quatre conditions	125
5.9	Rendement activité musculaire/accélération	126
5.10	Les changements apportés à ABLE 4D	129
5.11	Schéma de contrôle avec utilisation du capteur d'effort	130
5.12	La transparence atteinte par la loi de commande avec capteur d'effort	131
6.1	Prédiction des asymétries directionnelles des profils de vitesse par un modèle de contrôle optimal <i>smooth-effort</i>	135
6.2	Décalage angulaire et tâche de pointage	137
6.3	Modèle linéaire de correction de l'erreur de compensation	140
6.4	Schéma de contrôle pour la compensation gravitaire avec correction du modèle prédictif linéaire	141
6.5	Exemple de calcul de l'aire de la bouffée agoniste et de l'aire de la désactivation antagoniste	143

6.6	Vérification des modes de compensation via l'activité musculaire et l'erreur de compensation en position statique	145
6.7	Adaptation des paramètres <i>rtPV</i> et <i>rtPA</i> au cours des blocs d'essais	147
6.8	Tracé des trajectoires moyennes pour l'ensemble des participants	150
6.9	Analyse des bouffées des muscles agonistes et de la désactivation des muscles antagonistes	152
6.10	Analyse des asymétries du temps relatif au pic d'accélération (<i>rtPA</i>)	153
6.11	Asymétries directionnelles des <i>rtPV</i> et des <i>rtPA</i> sans la correction de l'erreur de compensation	154
6.12	Variabilité inter-individuelle des asymétries directionnelles des <i>rtPV</i>	156

Liste des tableaux

1.1	Comparaison entre les exosquelettes biologiques et technologiques	5
1.2	Caractéristiques des exosquelettes	12
5.1	Statistiques descriptives sur les durées des mouvements (MD)	124
5.2	Statistiques descriptives sur les valeurs des pics de vitesse des mouvements (PV)	124
5.3	Coefficients de détermination (R^2) des régressions linéaires appliqués sur les relations amplitude/vitesse moyennes	125
6.1	Paramètres cinématiques selon les différents niveau de compensation et les directions de mouvement	148
6.2	Résultats des ANOVA <i>condition</i> \times <i>direction</i>	149

Bibliographie

- Abend, W., E. Bizzi et P. Morasso (juin 1982). « Human arm trajectory formation. » In : *Brain* 105.Pt 2, p. 331-348.
- AFNOR (mar. 2017). *Dispositifs d'assistance physique à contention de type exosquelettes robotisés ou non Outils et repères méthodologiques pour l'évaluation de l'interaction humain-dispositif*. Français. Rapp. tech. ISSN 0335-3931. AFNOR.
- Againer-ski (2019). *Againer-ski / Maximize your skiing*. en-US.
- Ajoudani, Arash et al. (oct. 2017). « Progress and prospects of the human-robot collaboration ». en. In : *Autonomous Robots*, p. 957-975.
- Alessandro, Cristiano et al. (2013). « Muscle synergies in neuroscience and robotics : from input-space to task-space perspectives ». In : *Frontiers in computational neuroscience* 7, p. 43.
- Alexander, R. M. (fév. 1997). « A minimum energy cost hypothesis for human arm trajectories. » In : *Biol. Cybern.* 76.2, p. 97-105.
- Anderson, Frank C. et Marcus G. Pandy (oct. 2001). « Dynamic Optimization of Human Walking ». en. In : *Journal of Biomechanical Engineering* 123.5, p. 381-390.
- Angelaki, Dora E. et al. (2004). « Neurons compute internal models of the physical laws of motion ». In : *Nature* 430.6999. Publisher : Nature Publishing Group, p. 560-564.
- Atkeson, Christopher G. et John M. Hollerbach (sept. 1985). « Kinematic features of unrestrained vertical arm movements ». In : *Journal of Neuroscience* 5.9, p. 2318-2330.
- Baraduc, Pierre et al. (fév. 2004). « Consolidation of Dynamic Motor Learning Is Not Disrupted by rTMS of Primary Motor Cortex ». en. In : *Current Biology* 14.3, p. 252-256.
- Bartenbach, Volker et al. (août 2015). « A lower limb exoskeleton research platform to investigate human-robot interaction ». en. In : *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. Singapore, Singapore : IEEE, p. 600-605.
- Bastide, Simon et al. (nov. 2017). « Analysis of human-exoskeleton interactions : an elbow flexion/extension case study ». In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 20(sup1), p. 9-10.
- (oct. 2018). « Interacting with a “Transparent” Upper-Limb Exoskeleton : A Human Motor Control Approach ». In : *2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. Madrid, Spain : IEEE, p. 4661-4666.

- Bastide, Simon et al. (jan. 2019a). « Adaptation to unfamiliar gravito-inertial dynamics induced by the interaction with an upper-limb exoskeleton ». In : *Progress in Motor Control XII. Amsterdam*.
- (2019b). « Analysing human-exoskeleton interaction : on the human adaptation to modified gravito-inertial dynamics ». In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 22.sup1, S507-S509.
- Benabid, Alim Louis et al. (déc. 2019). « An exoskeleton controlled by an epidural wireless brain-machine interface in a tetraplegic patient : a proof-of-concept demonstration ». en. In : *The Lancet Neurology* 18.12, p. 1112-1122.
- Bernstein, N. (1967). *The Coordination and Regulation of Movements*. Oxford : Pergamon Press.
- Berret, Bastien et Frédéric Jean (jan. 2016). « Why Don't We Move Slower ? The Value of Time in the Neural Control of Action ». en. In : *Journal of Neuroscience* 36.4, p. 1056-1070.
- Berret, Bastien et al. (oct. 2008). « The Inactivation Principle : Mathematical Solutions Minimizing the Absolute Work and Biological Implications for the Planning of Arm Movements ». en. In : *PLoS Computational Biology* 4.10. Sous la dir. de Karl J. Friston, e1000194.
- Berret, Bastien et al. (2011). « Evidence for composite cost functions in arm movement planning : an inverse optimal control approach ». In : *PLoS Comput Biol* 7.10, e1002183.
- Berret, Bastien et al. (déc. 2018). « Vigour of self-paced reaching movement : cost of time and individual traits ». en. In : *Scientific Reports* 8.1, p. 10655.
- Bi, Luzheng, Aberham →Genetu Feleke et Cuntai Guan (mai 2019). « A review on EMG-based motor intention prediction of continuous human upper limb motion for human-robot collaboration ». en. In : *Biomedical Signal Processing and Control* 51, p. 113-127.
- Bizzzi, E. et al. (2008). « Combining modules for movement ». In : *Brain research reviews* 57.1, p. 125-133.
- Bock, Otmar (déc. 1990). « Load compensation in human goal-directed arm movements. » In : *Behav. Brain Res.* 41.3, p. 167-177.
- (1992). « The characteristics of arm movements executed in unusual force environments ». In : *Advances in Space Research* 12.1, p. 237-241.
- Bogue, Robert (2009). « Exoskeletons and robotic prosthetics : a review of recent developments ». In : *Industrial Robot : An International Journal* 36.5, p. 421-427.
- (jan. 2015). « Robotic exoskeletons : a review of recent progress ». en. In : *Industrial Robot : An International Journal*.
- Bonnet, Vincent et al. (2016). « Optimal exciting dance for identifying inertial parameters of an anthropomorphic structure ». In : *IEEE Transactions on Robotics* 32.4, p. 823-836.

- Borzelli, Daniele et al. (oct. 2018). « Muscle patterns underlying voluntary modulation of co-contraction ». en. In : *PLOS ONE* 13.10. Sous la dir. de Luigi Cattaneo, e0205911.
- Bosch, Tim et al. (mai 2016). « The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work ». en. In : *Applied Ergonomics* 54, p. 212-217.
- Bouisset, S. et M. Zattara (jan. 1987). « Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement ». en. In : *Journal of Biomechanics* 20.8, p. 735-742.
- Brand, R. van den et al. (juin 2012). « Restoring Voluntary Control of Locomotion after Paralyzing Spinal Cord Injury ». en. In : *Science* 336.6085, p. 1182-1185.
- Brashers-Krug, Thomas, Reza Shadmehr et E. Bizzi (1996). « Consolidation in human motor memory ». In : *Nature* 382.6588. Publisher : Nature Publishing Group, p. 252-255.
- Braun, Daniel A., Carsten Mehring et Daniel M Wolpert (jan. 2010). « Structure learning in action ». en. In : *Behavioural Brain Research* 206.2, p. 157-165.
- Braun, Daniel A. et al. (fév. 2009). « Motor Task Variation Induces Structural Learning ». en. In : *Current Biology* 19.4, p. 352-357.
- Bringoux, Lionel et al. (2012). « Effect of gravity-like torque on goal-directed arm movements in microgravity ». In : *Journal of neurophysiology* 107.9, p. 2541-2548.
- Brown, Susan H. et J. D. Cooke (1981). « Amplitude and instruction dependent modulation of movement-related electromyogram activity in humans. » In : *The Journal of physiology* 316.1, p. 97-107.
- Brown, William F, Michael J Strong et Robert Snow (1988). « Methods for estimating numbers of motor units in biceps-brachialis muscles and losses of motor units with aging ». In : *Muscle & Nerve : Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine* 11.5. Publisher : Wiley Online Library, p. 423-432.
- Buchanan, Thomas S et al. (2004). « Neuromusculoskeletal modeling : estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command ». In : *Journal of applied biomechanics* 20.4, p. 367-395.
- Burdet, Etienne et al. (nov. 2001). « The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance. » eng. In : *Nature* 414.6862, p. 446-449.
- Butefisch, C. M. et al. (mar. 2000). « Mechanisms of use-dependent plasticity in the human motor cortex ». en. In : *Proceedings of the National Academy of Sciences* 97.7, p. 3661-3665.
- Choi, Jennie E. S., Pavan A. Vaswani et Reza Shadmehr (jan. 2014). « Vigor of Movements and the Cost of Time in Decision Making ». en. In : *The Journal of Neuroscience* 34.4, p. 1212-1223.
- Colgate, E. et N. Hogan (1989). « An analysis of contact instability in terms of passive physical equivalents ». In : IEEE Comput. Soc. Press, p. 404-409.

- Coscia, Martina et al. (2014). « The effect of arm weight support on upper limb muscle synergies during reaching movements ». In : *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 11.1, p. 1-15.
- Courtine, Grégoire et Michael V. Sofroniew (juin 2019). « Spinal cord repair : advances in biology and technology ». en. In : *Nature Medicine* 25.6, p. 898-908.
- Crevecoeur, Frédéric et al. (2014). « Gravity-dependent estimates of object mass underlie the generation of motor commands for horizontal limb movements ». In : *Journal of neurophysiology* 112.2, p. 384-392.
- Crocher, Vincent et al. (2011). « Changing human upper-limb synergies with an exoskeleton using viscous fields ». In : *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on*. IEEE, p. 4657-4663.
- Crocher, Vincent et al. (juil. 2018). « Upper Limb Dewatering Using Underactuated End-Effector-Based Backdrivable Manipulanda ». In : *IEEE Robotics and Automation Letters* 3.3, p. 2116-2122.
- Cusumano, Joseph P. et Paola Cesari (mai 2006). « Body-goal Variability Mapping in an Aiming Task ». en. In : *Biological Cybernetics* 94.5, p. 367-379.
- De Leva, Paolo (1996). « Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters ». In : *Journal of biomechanics* 29.9, p. 1223-1230.
- Delis, Ioannis et al. (2014). « A unifying model of concurrent spatial and temporal modularity in muscle activity ». In : *Journal of neurophysiology* 111.3, p. 675-693.
- Desmurget, Michel et al. (1997). « Constrained and unconstrained movements involve different control strategies ». In : *Journal of neurophysiology* 77.3, p. 1644-1650.
- Diedrichsen, Jörn, Reza Shadmehr et Richard B. Ivry (jan. 2010). « The coordination of movement : optimal feedback control and beyond ». en. In : *Trends in Cognitive Sciences* 14.1, p. 31-39.
- Dumora, Julie (2014). « Contribution à l'interaction physique homme-robot : Application à la comanipulation d'objets de grandes dimensions ». Thèse de doct. Montpellier 2.
- Enoka, Roger M. (1988). *Neuromechanical basis of kinesiology*. Champaign, Ill : Human Kinetics Books.
- Esquenazi, Alberto, Mukul Talaty et Arun Jayaraman (jan. 2017). « Powered Exoskeletons for Walking Assistance in Persons with Central Nervous System Injuries : A Narrative Review ». en. In : *PM&R* 9.1, p. 46-62.
- Faisal, A. Aldo, Luc P. J. Selen et Daniel M Wolpert (avr. 2008). « Noise in the nervous system ». en. In : *Nature Reviews Neuroscience* 9.4, p. 292-303.
- Fick, Bruce R et John B Makinson (1971). *Hardiman I prototype for machine augmentation of human strength and endurance : Final report*. Rapp. tech. S-71. General Electric Company, Schenectady, NY, GE Tech., p. 71-1056.

- Fitts, Paul M. (1954). « The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. » en. In : *Journal of Experimental Psychology* 47.6, p. 381-391.
- Flash, Tamar et N. Hogan (juil. 1985). « The coordination of arm movements : an experimentally confirmed mathematical model. » In : *J. Neurosci.* 5.7, p. 1688-1703.
- Fradet, Laetitia, Gyusung Lee et Natalia Dounskaia (2008). « Origins of submovements during pointing movements ». In : *Acta psychologica* 129.1, p. 91-100.
- Frisoli, Antonio (2018). « Exoskeletons for upper limb rehabilitation ». en. In : *Rehabilitation Robotics*. Elsevier, p. 75-87.
- Frisoli, Antonio et al. (juil. 2009). « A force-feedback exoskeleton for upper-limb rehabilitation in virtual reality ». en. In : *Applied Bionics and Biomechanics* 6.2, p. 115-126.
- Frisoli, Antonio et al. (2012). « Positive effects of robotic exoskeleton training of upper limb reaching movements after stroke ». In : *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 9.1, p. 36.
- Galle, S. et al. (fév. 2017). « Exoskeleton plantarflexion assistance for elderly ». en. In : *Gait & Posture* 52, p. 183-188.
- Garrec, Philippe (2010). « Screw and cable actuators (scs) and their applications to force feedback teleoperation exoskeleton and anthropomorphic robotics ». In : *Robotics 2010 Current and Future Challenges*. Intech.
- Garrec, Philippe et al. (2008). « ABLE, an innovative transparent exoskeleton for the upper-limb ». In : *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE, p. 1483-1488.
- Gaveau, Jeremie et al. (jan. 2014). « Energy-related optimal control accounts for gravitational load : comparing shoulder, elbow, and wrist rotations ». en. In : *Journal of Neurophysiology* 111.1, p. 4-16.
- Gaveau, Jeremie et al. (nov. 2016). « Direction-dependent arm kinematics reveal optimal integration of gravity cues ». en. In : *eLife* 5.
- Gaveau, Jeremie et al. (2021). « A cross-species neural integration of gravity for motor optimisation ». In : *Science Advances*. In press. Publisher : American Association for the Advancement of Science.
- Geffard, Franck, C Andriot et G Morel (2000a). « A comparative study of torque control using a wrist or a base force/torque sensor ». In : *Romansy 13*. Springer, p. 401-408.
- Geffard, Franck et al. (2000b). « On the use of a base force/torque sensor in teleoperation ». In : *Proceedings 2000 ICRA. Millennium Conference. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Symposia Proceedings (Cat. No. 00CH37065)*. T. 3. IEEE, p. 2677-2683.

- Gentili, Rodolphe, Violaine Cahouet et Charalambos Papaxanthis (mar. 2007). « Motor planning of arm movements is direction-dependent in the gravity field ». en. In : *Neuroscience* 145.1, p. 20-32.
- Gijbels, Domien et al. (déc. 2011). « The Armeo Spring as training tool to improve upper limb functionality in multiple sclerosis : a pilot study ». en. In : *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 8.1, p. 5.
- Gopura, Ruwan et Kazuo Kiguchi (juin 2009). « Mechanical designs of active upper-limb exoskeleton robots : State-of-the-art and design difficulties ». en. In : *2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. Kyoto, Japan : IEEE, p. 178-187.
- Gopura, Ruwan, Kazuo Kiguchi et Sanjaya Vipula Bandara (2011). « A brief review on upper extremity robotic exoskeleton systems ». In : *Industrial and Information Systems (ICIIS), 2011 6th IEEE International Conference on*. IEEE, p. 346-351.
- Gottlieb, G. L. (1998). « Muscle activation patterns during two types of voluntary single-joint movement ». In : *Journal of neurophysiology* 80.4, p. 1860-1867.
- Gottlieb, G. L., D. M. Corcos et G. C. Agarwal (1989). « Strategies for the control of voluntary movements with one mechanical degree of freedom ». In : *Behav. Brain Sci.* 12, p. 189-250.
- Graham, Ryan B., Michael J. Agnew et Joan M. Stevenson (sept. 2009). « Effectiveness of an on-body lifting aid at reducing low back physical demands during an automotive assembly task : Assessment of EMG response and user acceptability ». en. In : *Applied Ergonomics* 40.5, p. 936-942.
- Gribble, P. L. (jan. 2003). « Role of Cocontraction in Arm Movement Accuracy ». en. In : *Journal of Neurophysiology* 89.5, p. 2396-2405.
- Grimm, Florian, Georgios Naros et Alireza Gharabaghi (nov. 2016). « Closed-Loop Task Difficulty Adaptation during Virtual Reality Reach-to-Grasp Training Assisted with an Exoskeleton for Stroke Rehabilitation ». In : *Frontiers in Neuroscience* 10.
- Gueugneau, Nicolas et Charalambos Papaxanthis (avr. 2010). « Time-of-day effects on the internal simulation of motor actions : psychophysical evidence from pointing movements with the dominant and non-dominant arm ». en. In : *Chronobiology International* 27.3, p. 620-639.
- Guigon, Emmanuel, Pierre Baraduc et Michel Desmurget (jan. 2007). « Computational Motor Control : Redundancy and Invariance ». en. In : *Journal of Neurophysiology* 97.1, p. 331-347.
- Haeufle, D.F.B. et al. (avr. 2014). « Hill-type muscle model with serial damping and eccentric force-velocity relation ». en. In : *Journal of Biomechanics* 47.6, p. 1531-1536.
- Hälbig, Thomas D. et al. (sept. 2011). « Emotional processing affects movement speed ». en. In : *Journal of Neural Transmission* 118.9, p. 1319-1322.
- Harris, Christopher M. et Daniel M Wolpert (août 1998). « Signal-dependent noise determines motor planning ». en. In : *Nature* 394.6695, p. 780-784.

- Hassani, Walid et al. (mai 2014). « Powered orthosis for lower limb movements assistance and rehabilitation ». en. In : *Control Engineering Practice* 26, p. 245-253.
- Hatze, H (2005). « Parameter identification for human body segment models ». In : *Theoretical issues in ergonomics science* 6.3-4, p. 331-334.
- Hermens, Hermie J et al. (1999). « European recommendations for surface electromyography ». In : *Roessingh research and development* 8.2, p. 13-54.
- Hidler, Joseph et al. (jan. 2009). « Multicenter Randomized Clinical Trial Evaluating the Effectiveness of the Lokomat in Subacute Stroke ». en. In : *Neurorehabilitation and Neural Repair* 23.1, p. 5-13.
- Hill, Archibald Vivian (oct. 1938). « The heat of shortening and the dynamic constants of muscle ». en. In : *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences* 126.843, p. 136-195.
- Hogan, N. (1984). « An organizing principle for a class of voluntary movements ». In : *Journal of Neuroscience* 4.11, p. 2745-2754.
- Hollerbach, John M. et Tamar Flash (1982). « Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement ». In : *Biological cybernetics* 44.1, p. 67-77.
- Horowitz, Robert et al. (sept. 1986). « A physiological role for titin and nebulin in skeletal muscle ». en. In : *Nature* 323.6084, p. 160-164.
- Howard, Ian S, James N. Ingram et Daniel M Wolpert (2009). « A modular planar robotic manipulandum with end-point torque control ». In : *Journal of neuroscience methods* 181.2, p. 199-211.
- Hoyt, Donald F. et C. Richard Taylor (juil. 1981). « Gait and the energetics of locomotion in horses ». en. In : *Nature* 292.5820, p. 239-240.
- Huang, Vincent S et John W Krakauer (déc. 2009). « Robotic neurorehabilitation : a computational motor learning perspective ». en. In : *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 6.1, p. 5.
- Huysamen, Kirsten et al. (2018). « Evaluation of a passive exoskeleton for static upper limb activities ». In : *Applied ergonomics* 70, p. 148-155.
- Hypersuit (2019). *Introducing the first exoskeleton dedicated to virtual reality*. fr.
- Ikemoto, Shuhei et al. (déc. 2012). « Physical Human-Robot Interaction : Mutual Learning and Adaptation ». en. In : *IEEE Robotics & Automation Magazine* 19.4, p. 24-35.
- Ingram, James N. et al. (sept. 2011). « A Single-Rate Context-Dependent Learning Process Underlies Rapid Adaptation to Familiar Object Dynamics ». en. In : *PLoS Computational Biology* 7.9. Sous la dir. de Jörn Diedrichsen, e1002196.
- INRS (2015). *Institut national de recherche et de sécurité pour la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles. Dossier sur les Troubles Musculo-Squelettiques (TMS)*. Rapp. tech. INRS.

- INRS (nov. 2019). *Exosquelettes au travail : Intérêts et limites pour la prévention des TMS*. Journée. Paris, Maison de la RATP.
- (2020). *Exosquelettes. Ce qu'il faut retenir - Risques - INRS*.
- INSERM (2013). *Institut national de la santé et de la recherche médicale. Dossier sur l'AVC - Accident vasculaire cérébral*. Rapp. tech. INSERM.
- Ivaldi, Serena et al. (2021). « Using exoskeletons to assist medical staff during prone positioning of mechanically ventilated COVID-19 patients : a pilot study ». In : *arXiv preprint arXiv :2102.08760*.
- Izawa, Jun et al. (mar. 2008). « Motor Adaptation as a Process of Reoptimization ». en. In : *Journal of Neuroscience* 28.11, p. 2883-2891.
- Jarrassé, Nathanaël (2010). « Contributions à l'exploitation d'exosquelettes actifs pour la rééducation neuromotrice ». fr. Thèse de doct.
- Jarrassé, Nathanaël et Guillaume Morel (juin 2012). « Connecting a Human Limb to an Exoskeleton ». en. In : *IEEE Transactions on Robotics* 28.3, p. 697-709.
- Jarrassé, Nathanaël et al. (2008a). « Design and acceptability assessment of a new reversible orthosis ». In : *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE, p. 1933-1939.
- Jarrassé, Nathanaël et al. (mai 2008b). « How can human motion prediction increase transparency ? » In : *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Pasadena, CA, USA : IEEE, p. 2134-2139.
- Jarrassé, Nathanaël et al. (août 2010). « A Methodology to Quantify Alterations in Human Upper Limb Movement During Co-Manipulation With an Exoskeleton ». In : *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 18.4, p. 389-397.
- Jarrassé, Nathanaël et al. (2014). « Robotic Exoskeletons : A Perspective for the Rehabilitation of Arm Coordination in Stroke Patients ». In : *Frontiers in Human Neuroscience* 8.
- Jezernik, Sašo et al. (avr. 2003). « Robotic Orthosis Lokomat : A Rehabilitation and Research Tool : Robotic Orthosis Lokomat ». en. In : *Neuromodulation : Technology at the Neural Interface* 6.2, p. 108-115.
- Johnson, M_A et al. (1973). « Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles : an autopsy study ». In : *Journal of the neurological sciences* 18.1, p. 111-129.
- Just, Fabian et al. (2020). « Human arm weight compensation in rehabilitation robotics : efficacy of three distinct methods ». In : *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 17.1, p. 1-17.
- Kamen, Gary et David A. Gabriel (2010). *Essentials of electromyography*. OCLC : ocn319064624. Champaign, IL : Human Kinetics.

- Kammerer, N et Philippe Garrec (2013). « Dry friction modeling in dynamic identification for robot manipulators : Theory and experiments ». In : *2013 IEEE International Conference on Mechatronics (ICM)*. IEEE, p. 422-429.
- Kandel, Eric R et al. (2000). *Principles of neural science*. T. 4. McGraw-hill New York.
- Kardofaki, Mohamad et al. (juin 2019). « Mechanical Development of a Scalable Structure for Adolescent Exoskeletons ». In : *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. Toronto, ON, Canada : IEEE, p. 323-330.
- Kawato, Mitsuo, Kazunori Furukawa et Ryoji Suzuki (oct. 1987). « A hierarchical neural-network model for control and learning of voluntary movement ». en. In : *Biological Cybernetics* 57.3, p. 169-185.
- Kazerooni, H. et R. Steger (mar. 2006). « The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton ». en. In : *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 128.1, p. 14-25.
- Klein, Cliff S et al. (2003). « Muscle fiber number in the biceps brachii muscle of young and old men ». In : *Muscle & Nerve : Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine* 28.1. Publisher : Wiley Online Library, p. 62-68.
- Kong, Kyoungchul et Doyoung Jeon (août 2006). « Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients ». In : *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 11.4, p. 428-432.
- Körding, Konrad P. et Daniel M Wolpert (jan. 2004). « Bayesian integration in sensorimotor learning ». en. In : *Nature* 427.6971, p. 244-247.
- Krakauer, John W (jan. 2005). « Adaptation to Visuomotor Transformations : Consolidation, Interference, and Forgetting ». en. In : *Journal of Neuroscience* 25.2, p. 473-478.
- Krakauer, John W et Pietro Mazzoni (août 2011). « Human sensorimotor learning : adaptation, skill, and beyond ». en. In : *Current Opinion in Neurobiology* 21.4, p. 636-644.
- Krakauer, John W et al. (2019). « Motor learning ». In : *Comprehensive Physiology* 9.2. Publisher : Wiley Online Library, p. 613-663.
- Kurtzer, Isaac L., Paul DiZio et James R. Lackner (juil. 2005). « Adaptation to a novel multi-force environment. » In : *Exp. Brain Res.* 164.1, p. 120-132.
- Kurtzer, Isaac L., J. Andrew Pruszynski et Stephen H. Scott (mar. 2008). « Long-Latency Reflexes of the Human Arm Reflect an Internal Model of Limb Dynamics ». en. In : *Current Biology* 18.6, p. 449-453.
- Labaune, Ombeline et al. (jan. 2020). « Vigor of reaching, walking, and gazing movements : on the consistency of interindividual differences ». en. In : *Journal of Neurophysiology* 123.1, p. 234-242.
- Lackner, James R. et Paul DiZio (déc. 2005). « Motor control and learning in altered dynamic environments. » In : *Curr. Opin. Neurobiol.* 15.6, p. 653-659.
- Lackner, James R. et Paul Dizio (juil. 1994). « Rapid adaptation to Coriolis force perturbations of arm trajectory ». en. In : *Journal of Neurophysiology* 72.1, p. 299-313.

- Lacquaniti, Francesco, Carlo Terzuolo et Paolo Viviani (1983). « The law relating the kinematic and figural aspects of drawing movements ». In : *Acta psychologica* 54.1-3. Publisher : North-Holland, p. 115-130.
- Lamy, X. et al. (2009). « Achieving efficient and stable comanipulation through adaptation to changes in human arm impedance ». In : *2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Kobe : IEEE, p. 265-271.
- Latash, M. L. (juil. 2000). « There Is No Motor Redundancy in Human Movements. There Is Motor Abundance ». en. In : *Motor Control* 4.3, p. 259-261.
- Lee, Heedon et al. (août 2012). « The technical trend of the exoskeleton robot system for human power assistance ». en. In : *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* 13.8, p. 1491-1497.
- Lo, Albert C. et al. (mai 2010). « Robot-Assisted Therapy for Long-Term Upper-Limb Impairment after Stroke ». en. In : *New England Journal of Medicine* 362.19, p. 1772-1783.
- Lo, Ho Shing et Sheng Quan Xie (2012). « Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation : State of the art and future prospects ». en. In : *Medical Engineering & Physics* 34.3, p. 261-268.
- Looze, Michiel P. de et al. (2016). « Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load ». en. In : *Ergonomics* 59.5, p. 671-681.
- Louie, Dennis R. et Janice J. Eng (déc. 2016). « Powered robotic exoskeletons in post-stroke rehabilitation of gait : a scoping review ». en. In : *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 13.1, p. 53.
- Malcolm, Philippe et al. (2013). « A Simple Exoskeleton That Assists Plantarflexion Can Reduce the Metabolic Cost of Human Walking ». en. In : *PLoS ONE* 8.2. Sous la dir. de Christof Markus Aegerter, e56137.
- Mallat, Randa et al. (oct. 2019). « Human-Exoskeleton Joint Misalignment : A Systematic Review ». en. In : *2019 Fifth International Conference on Advances in Biomedical Engineering (ICABME)*. Tripoli, Lebanon : IEEE, p. 1-4.
- Maloney, Laurence, Michael Landy et Julia Trommershäuser (2003). « Statistical decision theory and trade-offs in the control of motor response ». en. In : *Spatial Vision* 16.3, p. 255-275.
- Mammone, Nadia, Cosimo Ieracitano et Francesco C Morabito (2020). « A deep CNN approach to decode motor preparation of upper limbs from time–frequency maps of EEG signals at source level ». In : *Neural Networks* 124, p. 357-372.
- Marinov, Bobby (août 2016). *The exoskeleton industry in 2016*. en.
- Marr, David (juin 1983). « The Philosophy and the Approach ». In : *Vision : A Computational Investigation into the Human Representation and Processing of Visual Information*. Published : Paperback. Henry Holt & Company, p. 8-38.

- Marteniuk, RG et al. (1987). « Constraints on human arm movement trajectories. » In : *Canadian Journal of Psychology/Revue canadienne de psychologie* 41.3, p. 365.
- Maurice, Pauline et al. (jan. 2018). « Velocity-Curvature Patterns Limit Human–Robot Physical Interaction ». In : *IEEE Robotics and Automation Letters* 3.1, p. 249-256.
- Maurice, Pauline et al. (2019). « Objective and Subjective Effects of a Passive Exoskeleton on Overhead Work ». en. In : *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, p. 1-1.
- Mazzoni, Pietro (avr. 2006). « An Implicit Plan Overrides an Explicit Strategy during Visuomotor Adaptation ». en. In : *Journal of Neuroscience* 26.14, p. 3642-3645.
- Mazzoni, Pietro, Anna Hristova et John W Krakauer (juil. 2007). « Why don't we move faster? Parkinson's disease, movement vigor, and implicit motivation. » eng. In : *J. Neurosci.* 27.27, p. 7105-7116.
- Mechtcheriakov, S et al. (2002). « Slowing of human arm movements during weightlessness : the role of vision ». In : *European journal of applied physiology* 87.6, p. 576-583.
- Mghames, Sariah et al. (juin 2019). « A Neuromuscular-Model Based Control Strategy to Minimize Muscle Effort in Assistive Exoskeletons ». en. In : *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. Toronto, ON, Canada : IEEE, p. 963-970.
- Miall, R. C. et al. (sept. 1993). « Is the Cerebellum a Smith Predictor? » en. In : *Journal of Motor Behavior* 25.3, p. 203-216.
- Millard, Matthew et al. (fév. 2013). « Flexing Computational Muscle : Modeling and Simulation of Musculotendon Dynamics ». en. In : *Journal of Biomechanical Engineering* 135.2, p. 021005.
- Mistry, Michael et al. (2013). « Optimal control of reaching includes kinematic constraints ». en. In : *Journal of Neurophysiology* 110.1, p. 1-11.
- Mombaur, Katja, Anh Truong et Jean-Paul Laumond (2010). « From human to humanoid locomotion—an inverse optimal control approach ». In : *Autonomous robots* 28.3, p. 369-383.
- Mooney, Luke M, Elliott J Rouse et Hugh M Herr (2014). « Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of human walking during load carriage ». en. In : *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 11.1, p. 80.
- Morasso, P. (1981). « Spatial control of arm movements. » In : *Exp. Brain Res.* 42.2, p. 223-227.
- Muramatsu, Yoshiki et al. (juil. 2011). « Quantitative Performance Analysis of Exoskeleton Augmenting Devices - Muscle Suit - for Manual Worker ». en. In : *International Journal of Automation Technology* 5.4, p. 559-567.

- Norman, Robert W et Paavo V Komi (1979). « Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions ». In : *Acta Physiologica Scandinavica* 106.3, p. 241-248.
- Observatoire des territoires (2020). *Le vieillissement de la population et ses enjeux - L'Observatoire des Territoires*.
- Olesh, Erienne V., Bradley S. Pollard et Valeriya Gritsenko (sept. 2017). « Gravitational and Dynamic Components of Muscle Torque Underlie Tonic and Phasic Muscle Activity during Goal-Directed Reaching ». In : *Frontiers in Human Neuroscience* 11, p. 474.
- Papaxanthis, Charalambos, Thierry Pozzo et Joe McIntyre (1998a). « Arm end-point trajectories under normal and micro-gravity environments ». In : *Acta astronautica* 43.3-6, p. 153-161.
- (jan. 2005). « Kinematic and dynamic processes for the control of pointing movements in humans revealed by short-term exposure to microgravity ». en. In : *Neuroscience* 135.2, p. 371-383.
- Papaxanthis, Charalambos, Thierry Pozzo et Paul Stapley (1998b). « Effects of movement direction upon kinematic characteristics of vertical arm pointing movements in man ». In : *Neuroscience letters* 253.2, p. 103-106.
- Peternel, Luka et al. (2016). « Adaptive Control of Exoskeleton Robots for Periodic Assistive Behaviours Based on EMG Feedback Minimisation ». en. In : *PLOS ONE* 11.2. Sous la dir. de Dingguo Zhang, e0148942.
- Pirondini, Elvira et al. (2016). « Evaluation of the effects of the Arm Light Exoskeleton on movement execution and muscle activities : a pilot study on healthy subjects ». en. In : *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 13.1.
- Pohlert, Thorsten (2014). « The pairwise multiple comparison of mean ranks package (PMCMR) ». In : *R package* 27.2019, p. 9.
- Potvin, JR et SHM Brown (2004). « Less is more : high pass filtering, to remove up to 99% of the surface EMG signal power, improves EMG-based biceps brachii muscle force estimates ». In : *Journal of Electromyography and Kinesiology* 14.3, p. 389-399.
- Prange, Grada Berendina et al. (2009). « Influence of gravity compensation on muscle activation patterns during different temporal phases of arm movements of stroke patients ». In : *Neurorehabilitation and neural repair* 23.5, p. 478-485.
- Proietti, Tommaso et al. (2016). « Upper-Limb Robotic Exoskeletons for Neurorehabilitation : A Review on Control Strategies ». In : *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* 9, p. 4-14.
- Proietti, Tommaso et al. (déc. 2017). « Modifying upper-limb inter-joint coordination in healthy subjects by training with a robotic exoskeleton ». en. In : *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 14.1, p. 55.

- Proietti, Tommaso et al. (juil. 2018). « Adaptation of upper limb movement using exoskeleton-based training and transfer of cinematic patterns to unconstrained movement : A preliminary study ». en. In : *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 61, e488.
- Punnett, Laura et David H. Wegman (fév. 2004). « Work-related musculoskeletal disorders : the epidemiologic evidence and the debate ». en. In : *Journal of Electromyography and Kinesiology* 14.1, p. 13-23.
- Ralston, Henry J (1958). « Energy-speed relation and optimal speed during level walking ». In : *Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie Einschliesslich Arbeitsphysiologie* 17.4, p. 277-283.
- Reis, Janine et al. (fév. 2009). « Noninvasive cortical stimulation enhances motor skill acquisition over multiple days through an effect on consolidation ». en. In : *Proceedings of the National Academy of Sciences* 106.5, p. 1590-1595.
- Rohde, Marieke et Marc O Ernst (2016). « Time, agency, and sensory feedback delays during action ». In : *Current Opinion in Behavioral Sciences* 8. Publisher : Elsevier, p. 193-199.
- Ross, Helen E. (jan. 1991). « Motor skills under varied gravitoinertial force in parabolic flight ». en. In : *Acta Astronautica* 23, p. 85-95.
- Rousseau, Célia et al. (2016a). « Direction-dependent activation of the insular cortex during vertical and horizontal hand movements ». In : *Neuroscience* 325, p. 10-19.
- Rousseau, Célia et al. (2016b). « Initial information prior to movement onset influences kinematics of upward arm pointing movements ». In : *Journal of neurophysiology* 116.4, p. 1673-1683.
- Runnalls, Keith D et al. (2019). « Effects of arm weight support on neuromuscular activation during reaching in chronic stroke patients ». In : *Experimental brain research* 237.12, p. 3391-3408.
- Schiele, André (2008). « Fundamentals of ergonomic exoskeleton robots. » English. PhD Thesis. S.l. : [s.n.]
- Schiele, André et Frans C. T Van Der Helm (déc. 2006). « Kinematic Design to Improve Ergonomics in Human Machine Interaction ». In : *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 14.4, p. 456-469.
- Scholz, J. P. et G. Schöner (mai 1999). « The uncontrolled manifold concept : identifying control variables for a functional task ». en. In : *Experimental Brain Research* 126.3, p. 289-306.
- Scholz, J. P., G. Schöner et M. L. Latash (nov. 2000). « Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting ». en. In : *Experimental Brain Research* 135.3, p. 382-404.
- Schweighofer, Nicolas et al. (2018). « Dissociating motor learning from recovery in exoskeleton training post-stroke ». In : *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 15.1, p. 1-10.

- Sciutti, Alessandra et al. (2012). « Visual gravity influences arm movement planning ». In : *Journal of neurophysiology* 107.12, p. 3433-3445.
- Scott, Stephen H. (juil. 2004). « Optimal feedback control and the neural basis of volitional motor control. » In : *Nat. Rev. Neurosci.* 5.7, p. 532-546.
- (nov. 2012). « The computational and neural basis of voluntary motor control and planning ». en. In : *Trends in Cognitive Sciences* 16.11, p. 541-549.
- Selinger, Jessica C. et al. (sept. 2015). « Humans Can Continuously Optimize Energetic Cost during Walking ». en. In : *Current Biology* 25.18, p. 2452-2456.
- Settembre, Nicla et al. (2020). « The use of exoskeletons to help with prone positioning in the intensive care unit during COVID-19 ». In : *Annals of physical and rehabilitation medicine*.
- Shadmehr, Reza et F. A. Mussa-Ivaldi (mai 1994). « Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. » In : *J. Neurosci.* 14.5 Pt 2, p. 3208-3224.
- Shadmehr, Reza, Maurice A. Smith et John W Krakauer (juin 2010a). « Error Correction, Sensory Prediction, and Adaptation in Motor Control ». en. In : *Annual Review of Neuroscience* 33.1, p. 89-108.
- Shadmehr, Reza et al. (2010b). « Temporal Discounting of Reward and the Cost of Time in Motor Control ». en. In : *Journal of Neuroscience* 30.31, p. 10507-10516.
- Shmuelof, Lior, John W Krakauer et Pietro Mazzoni (juil. 2012). « How is a motor skill learned? Change and invariance at the levels of task success and trajectory control ». en. In : *Journal of Neurophysiology* 108.2, p. 578-594.
- Simorov, Anton et al. (août 2012). « Review of surgical robotics user interface : what is the best way to control robotic surgery? » en. In : *Surgical Endoscopy* 26.8, p. 2117-2125.
- Sing, Gary C. et Maurice A. Smith (août 2010). « Reduction in Learning Rates Associated with Anterograde Interference Results from Interactions between Different Timescales in Motor Adaptation ». en. In : *PLoS Computational Biology* 6.8. Sous la dir. de Jörn Diedrichsen, e1000893.
- SkiMojo (2019). *SkiMojo – Ski braces that reduce pain and fatigue*. en-GB.
- Smith, Maurice A., Jason Brandt et Reza Shadmehr (2000). « Motor disorder in Huntington’s disease begins as a dysfunction in error feedback control ». In : *Nature* 403.6769. Publisher : Nature Publishing Group, p. 544-549.
- Smith, Maurice A., Ali Ghazizadeh et Reza Shadmehr (mai 2006). « Interacting Adaptive Processes with Different Timescales Underlie Short-Term Motor Learning ». en. In : *PLoS Biology* 4.6. Sous la dir. de James Ashe, e179.
- Soechting, John F. (fév. 1984). « Effect of target size on spatial and temporal characteristics of a pointing movement in man ». en. In : *Experimental Brain Research* 54.1.
- Soechting, John F. et Francesco Lacquaniti (juil. 1981). « Invariant characteristics of a pointing movement in man ». en. In : *The Journal of Neuroscience* 1.7, p. 710-720.

- Spagnuolo, Giulio et al. (2015). « Passive and active gravity-compensation of LIGHTarm, an exoskeleton for the upper-limb rehabilitation ». In : *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. IEEE, p. 440-445.
- Stein, Barry E et Terrence R Stanford (2008). « Multisensory integration : current issues from the perspective of the single neuron ». In : *Nature reviews neuroscience* 9.4, p. 255-266.
- Sternad, Dagmar (avr. 2018). « It's not (only) the mean that matters : variability, noise and exploration in skill learning ». en. In : *Current Opinion in Behavioral Sciences* 20, p. 183-195.
- Sylla, Nahema et al. (2014). « Ergonomic contribution of ABLE exoskeleton in automotive industry ». en. In : *International Journal of Industrial Ergonomics* 44.4, p. 475-481.
- Teramae, Tatsuya, Tomoyuki Noda et Jun Morimoto (2017). « EMG-based model predictive control for physical human-robot interaction : Application for assist-as-needed control ». In : *IEEE Robotics and Automation Letters* 3.1, p. 210-217.
- Theurel, Jean et Laurent Claudon (oct. 2018a). *Exosquelettes au travail : impact sur la santé et la sécurité des opérateurs*. Français. Rapp. tech. ED 6311. INRS.
- Theurel, Jean et Kevin Desbrosses (oct. 2019). « Occupational Exoskeletons : Overview of Their Benefits and Limitations in Preventing Work-Related Musculoskeletal Disorders ». en. In : *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors* 7.3-4, p. 264-280.
- Theurel, Jean et al. (fév. 2018b). « Physiological consequences of using an upper limb exoskeleton during manual handling tasks ». en. In : *Applied Ergonomics* 67, p. 211-217.
- Todorov, Emanuel (sept. 2004). « Optimality principles in sensorimotor control. » In : *Nat. Neurosci.* 7.9, p. 907-915.
- Todorov, Emanuel et Michael I. Jordan (nov. 2002). « Optimal feedback control as a theory of motor coordination ». en. In : *Nature Neuroscience* 5.11, p. 1226-1235.
- Toma, Simone et al. (2015). « Visuomotor adaptation to a visual rotation is gravity dependent ». In : *Journal of neurophysiology* 113.6, p. 1885-1895.
- Treussart, Benjamin et al. (2019). « Controlling an exoskeleton with EMG signal to assist load carrying : a personalized calibration ». In : *2019 International Conference on Mechatronics, Robotics and Systems Engineering (MoRSE)*. IEEE, p. 246-252.
- (2020). « Controlling an upper-limb exoskeleton by EMG signal while carrying unknown load ». In : *2020 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. IEEE, p. 9107-9113.
- Uno, Yoji, Mitsuo Kawato et Ryoji Suzuki (1989). « Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. Minimum torque-change model. » In : *Biol. Cybern.* 61.2, p. 89-101.
- Varga, Scott (2019). *HaptX / Haptic gloves for VR training, simulation, and design*. en-US.

- Veerbeek, Janne M. et al. (2017). « Effects of robot-assisted therapy for the upper limb after stroke : a systematic review and meta-analysis ». In : *Neurorehabilitation and neural repair* 31.2, p. 107-121.
- Venture, Gentiane, Ko Ayusawa et Yoshihiko Nakamura (2008). « Motion capture based identification of the human body inertial parameters ». In : *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, p. 4575-4578.
- (2009). « Real-time identification and visualization of human segment parameters ». In : *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, p. 3983-3986.
- Venture, Gentiane, Katsu Yamane et Yoshihiko Nakamura (2006). « In-vivo estimation of the human elbow joint dynamics during passive movements based on the musculo-skeletal kinematics computation ». In : *Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on*. IEEE, p. 2960-2965.
- Verdel, Dorian et al. (2021). « An Identification-Based Method Improving the Transparency of a Robotic Upper Limb Exoskeleton ». In : *Robotica*, p. 1-18.
- Virmavirta, Mikko et Juha Isolehto (2014). « Determining the location of the body's center of mass for different groups of physically active people ». In : *Journal of biomechanics* 47.8, p. 1909-1913.
- Viviani, P et G McCollum (1983). « The relation between linear extent and velocity in drawing movements ». In : *Neuroscience* 10.1. Publisher : Elsevier, p. 211-218.
- Viviani, Paolo et Tamar Flash (fév. 1995). « Minimum-jerk, two-thirds power law, and isochrony : converging approaches to movement planning. » In : *J. Exp. Psychol. Hum. Percept. Perform.* 21.1, p. 32-53.
- Volpe, B. T. et al. (nov. 1999). « Robot training enhanced motor outcome in patients with stroke maintained over 3 years ». en. In : *Neurology* 53.8, p. 1874-1874.
- Vukobratovic, M., D. Hristic et Z. Stojiljkovic (jan. 1974). « Development of active anthropomorphic exoskeletons ». en. In : *Medical & Biological Engineering* 12.1, p. 66-80.
- Waldert, Stephan et al. (2009). « A review on directional information in neural signals for brain-machine interfaces ». In : *Journal of Physiology-Paris* 103.3-5, p. 244-254.
- Wei, Kunlin (2010). « Uncertainty of feedback and state estimation determines the speed of motor adaptation ». In : *Frontiers in Computational Neuroscience*.
- White, Olivier et al. (2020). « The gravitational imprint on sensorimotor planning and control ». In : *Journal of neurophysiology* 124.1, p. 4-19.
- Winter, David A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd ed. New York : Wiley.
- Wioland, Liên, Latifa Debay et Jean-Jacques Atain-Kouadio (2019). « Acceptation des exosquelettes par les opérateurs : étude exploratoire ». In : *Références en santé au travail* 157, p. 45-61.

- Wisleder, Deric et Natalia Dounskaia (2007). « The role of different submovement types during pointing to a target ». In : *Experimental Brain Research* 176.1, p. 132-149.
- Wolpert, Daniel M (1997). « Computational approaches to motor control ». In : *Trends in cognitive sciences* 1.6. Publisher : Elsevier, p. 209-216.
- Wolpert, Daniel M et J. Randall Flanagan (sept. 2001). « Motor prediction ». en. In : *Current Biology* 11.18, R729-R732.
- (juin 2010). « Motor learning ». en. In : *Current Biology* 20.11, R467-R472.
- Wu, Wen et al. (2018). « Modulation of shoulder muscle and joint function using a powered upper-limb exoskeleton ». In : *Journal of biomechanics* 72, p. 7-16.
- Xiloyannis, Michele et al. (2019). « Physiological and kinematic effects of a soft exosuit on arm movements ». In : *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 16.1, p. 29.
- Yagn, N (1890). « Apparatus for facilitating walking, running, and jumping. » In : *US Patent* 420, p. 179.
- Yang, C-J et al. (2008). « A Review of exoskeleton-type systems and their key technologies ». en. In : *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C : Journal of Mechanical Engineering Science* 222.8, p. 1599-1612.
- Yeom, Hong Gi, June Sic Kim et Chun Kee Chung (2020). « Brain mechanisms in motor control during reaching movements : Transition of functional connectivity according to movement states ». In : *Scientific reports* 10.1, p. 1-11.
- Young, S. J., J. Pratt et T. Chau (2009). « Target-directed movements at a comfortable pace : movement duration and Fitts's law. » eng. In : *J Mot Behav* 41.4, p. 339-346.
- Zajac, F. E. (1989). « Muscle and tendon : properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control ». eng. In : *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 17.4, p. 359-411.
- Zatsiorsky, Vladimir M., Fan Gao et M. L. Latash (avr. 2005). « Motor control goes beyond physics : differential effects of gravity and inertia on finger forces during manipulation of hand-held objects ». In : *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation cerebrale* 162.3, p. 300-308.

Titre : Adaptation du mouvement humain à de nouvelles dynamiques gravito-inertielles induites par l'interaction avec un exosquelette de membre supérieur actionné

Mots clés : Exosquelette, Gravité, Inertie, Contrôle moteur humain, Membre supérieur

Résumé : L'essor des exosquelettes actionnés s'explique par leur fort potentiel pour prévenir, résorber ou compenser des déficits moteurs. Une interaction symbiotique entre l'utilisateur et l'exosquelette reste toutefois difficile à atteindre. Cette limitation est en partie due au manque de connaissances sur les réponses motrices de l'humain lors de l'interaction avec un exosquelette. Les travaux présentés dans cette thèse proposent d'aborder ce sujet en étudiant l'Interaction Humain-Exosquelette (IHE) au niveau du membre supérieur au travers de deux modes de contrôle dont les applications concrètes sont nombreuses : le mode transparent (i.e. ne pas perturber le mouvement de l'utilisateur) et le mode antigravitaire (i.e. compenser le poids du bras de l'utilisateur). L'interaction avec un exosquelette dans ces deux modes de contrôle induit des dynamiques gravito-inertielles spécifiques qui posent également des questions fondamentales sur la manière dont vont s'adapter les utilisateurs. Dès lors, l'étude des stratégies motrices humaines peut alimenter les connaissances sur les adaptations à ces dynamiques induites et servir de base pour

améliorer ces modes de contrôle. Les résultats obtenus montrent que le ralentissement des mouvements observé en mode transparent peut s'expliquer par le manque de compensation de l'inertie. Malgré ces perturbations, plusieurs principes moteurs connus de la littérature sont préservés. Ces considérations permettent ensuite d'améliorer la transparence et de proposer des métriques pour l'évaluer. Ces travaux montrent aussi que les utilisateurs du mode antigravitaire parviennent à exploiter de manière efficiente les efforts fournis par l'exosquelette. Lors des expériences menées sur les deux modes de contrôle, les individus parviennent à s'adapter rapidement aux dynamiques gravito-inertielles induites par l'interaction, en quelques essais. De plus, le comportement vers lequel ils convergent semble être globalement en accord avec les prédictions des modèles de contrôle optimal de la littérature. En conclusion, l'étude précise de l'adaptation motrice des sujets dans différents modes de contrôle peut permettre d'améliorer les lois de contrôle envisagées et de fournir des métriques pour évaluer la qualité de l'IHE.

Title : Adaptation of human motion to new gravito-inertial dynamics induced by interaction with an actuated upper-limb exoskeleton

Keywords : Exoskeleton, Gravity, Inertia, Human motor control, Upper limb

Abstract : The rise of actuated exoskeletons is explained by their strong potential to prevent, reduce or compensate for motor deficits. However, symbiotic interaction between the user and the exoskeleton remains challenging to achieve. This limitation is partly due to the lack of knowledge about human motor responses during interaction with an exoskeleton. The work presented in this thesis proposes to address this issue by studying the Human-Exoskeleton Interaction at the level of the upper limb through two initial control modes with numerous concrete applications : the transparent mode (i.e. not to interfere with the user's movement) and the antigravity mode (i.e. compensating the weight of the arm). The interaction with an exoskeleton in these two control modes induces peculiar gravito-inertial dynamics, raising fundamental questions about how users will adapt. Therefore, studying human motor strategies can provide knowledge on adaptations to these indu-

ced dynamics and serve as a basis for improving these control modes. The results obtained show that the slowing down of movements observed in transparent mode can be explained by the lack of inertia compensation. Despite these perturbations, the participants' nominal motor skills are preserved. These considerations then made it possible to improve transparency and to propose metrics to evaluate it. This work also shows that users of the antigravity mode can efficiently exploit the efforts provided by the exoskeleton. The studies' results on the two control modes show that individuals manage to adapt quickly to the gravito-inertial dynamics induced by the interaction. Moreover, the behaviour they converge on seems to be broadly in line with the predictions of optimal control models in the literature. In conclusion, the thorough study of the motor adaptation of subjects in different control modes may improve the envisaged control laws and provide metrics to evaluate the quality of the IHE.