



THÈSE

En vue de l'obtention du

DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par :

Institut Supérieur de l'Aéronautique et de l'Espace

Présentée et soutenue par :

Sabrina OTMANI

le jeudi 8 décembre 2022

Titre :

Étude de la modélisation de la spasticité et de l'interaction patient-exosquelette dans le cadre de la paralysie cérébrale de l'enfant

École doctorale et discipline ou spécialité :

ED MEGeP : Génie mécanique, mécanique des matériaux

Unité de recherche :

Institut Clément Ader

Directeur(s) de Thèse :

M. Guilhem MICHON (directeur de thèse)

Jury :

M. Gael CHEVALLIER Professeur Université Bourgogne Franche-Comté, FEMTO-ST - Président
Mme Christine AZEVEDO COSTE Directrice de recherche INRIA Montpellier, LIRMM - Rapporteur
M. Nathanael JARRASSE Chargé de recherche ISIR - Sorbonne Université - Rapporteur
M. Guilhem MICHON Professeur ISAE-SUPAERO - Directeur de thèse
Ml. Bruno WATIER Maître de conférences Université Toulouse III, LAAS - Co-encadrant de thèse

Table des matières

Résumé	5
Fiche de lecture	9
1 Contexte et introduction	13
1.1 Présentation globale du sujet	13
1.2 Définition de la marche saine	14
1.3 Paralyse cérébrale	17
1.3.1 Définition	17
1.3.2 Classifications	20
1.3.3 Traitements et Rééducation	21
1.4 Phénoménologie de la spasticité	23
1.4.1 Caractérisation de la spasticité	24
1.4.2 Étude de sujets atteints de PC dans la littérature	25
1.4.3 Contrôle et modèles d'interaction	27
1.5 Problématique et démarche retenue	32
2 Paramètres anthropométriques	35
2.1 Pourquoi s'y intéresser ?	35
2.2 Comparaison de tables anthropométriques d'adultes et d'enfants	36
2.3 Comparaison de tables anthropométriques enfants avec les données d'enfants atteints de PC.	46
2.3.1 Extraction des données de C et H	48
2.3.2 Résultats de la comparaison entre les données de JENSEN, 1986 et celles des jumelles	48
2.4 Discussions	50
2.4.1 Limites	51
2.4.2 Conclusions	52
2.4.3 Futurs travaux	52

3	Modélisation, interaction et contrôle à 1DDL	55
3.1	Introduction	55
3.2	Expérimentation du pendulum drop test	56
3.2.1	Sujets étudiés	56
3.2.2	Matériel d'expérimentation	56
3.2.3	Conditions initiales des expérimentations.	58
3.2.4	Données pendules présentées	58
3.3	Modélisation de la spasticité	58
3.3.1	Modèles de spasticité existants	58
3.3.2	Choix et présentation du modèle	62
3.3.3	Utilisation de l'algorithme génétique (GA)	64
3.3.4	Traitement et présentation des données	66
3.3.5	Résultats de la modélisation pendule	69
3.4	Contrôle	71
3.4.1	Représentation du contrôle	72
3.4.2	Modèle du genou spastique	73
3.4.3	Moteur	73
3.4.4	Position de référence	75
3.4.5	PID et paramètres du couple de torsion par GA	75
3.4.6	Résultats du contrôle du genou spastique	76
3.4.7	Discussions	78
3.5	Autres méthodes de contrôle	79
3.5.1	Ajout d'une tolérance.	79
3.5.2	Contrôle en position et couple	83
3.5.3	Changement de la méthode de couplage	85
4	Modélisation de la marche spastique et interaction avec un exos- quelette.	89
4.1	Analyse quantifiée de la marche des jumelles	89
4.1.1	Introduction	89
4.1.2	Methodologie de l'AQM	90
4.1.3	Résultats de l'AQM	96
4.1.4	Discussions	102
4.1.5	Conclusions	105
4.2	Modélisation double pendule	107
4.2.1	Introduction	107
4.2.2	Méthodologie et données utilisées	107
4.2.3	Modèle de spasticité considéré	109

4.2.4	Traitement des données	112
4.2.5	Résultats de la modélisation double-pendule	113
4.2.6	Discussion	119
4.2.7	Conclusion	120
4.3	Modélisation et Simulation de la marche.	122
4.3.1	Introduction	122
4.3.2	Méthodologies et présentation des modèles et logiciels utilisés	123
4.3.3	L'Humain	125
4.3.4	"L'exosquelette"	129
4.3.5	Couplage humain/exosquelette	132
4.3.6	Simulation du couplage et résultats obtenus	134
4.3.7	Discussion	138
4.3.8	Limites	138
4.3.9	Conclusions	139
5	Conclusion générale et perspectives	141
5.1	Conclusion	141
5.2	Perspectives	143
5.2.1	Tables anthropométriques	144
5.2.2	Modélisation de la composante musculaire	144
5.2.3	Modélisation et contrôle de la marche	148
6	Annexe	155
6.1	Etude bibliographique d'AQM d'enfants atteints de paralysie cérébrale	155
6.2	Exosquelettes de rééducation sur le marché	157
6.3	Les exosquelettes dans la recherche	164
	Publications	171
	Liste des figures	178
	Liste des tableaux	184
	Acronymes	189

Résumé

La paralysie cérébrale (PC) spastique est une pathologie qui touche près d'un enfant sur 500 à la naissance. Cette pathologie crée de nombreux problèmes moteurs notamment lors de la marche comme des mouvements involontaires due à une hypertonie musculaire appelée aussi spasticité. Chaque paralysie cérébrale a sa propre sévérité mesurée par différentes échelles. Actuellement, très peu d'aides motrices sont disponibles pour les enfants, le marché des assistances robotisées se focalisant principalement sur les adultes (anthropométrie constante et pathologie peu évolutive). L'objectif du projet EXOKID, dont cette thèse est issue, est donc de permettre à davantage d'enfants atteints de paralysie cérébrale d'avoir accès à un système robotisé à anthropométrie adaptée. Ce système doit pouvoir évoluer en fonction de leur croissance et de l'évolution de leur pathologie afin d'améliorer leur marche tant dans un contexte de rééducation au sein de structures adaptées que dans leur mobilité quotidienne.

L'enfant, atteint de cette paralysie cérébrale, doit être pris en charge le plus tôt possible. Le but est de permettre à ce que l'enfant apprenne à marcher : en effet, la plasticité cérébrale des enfants est plus importante que celle des adultes et permet potentiellement à l'enfant d'apprendre rapidement, malgré d'éventuelles lésions cérébrales.

Deux soeurs jumelles, dont l'une est atteinte de PC spastique, ont été étudiées. Cette gémellité nous a permis d'avoir des anthropométries proches et d'utiliser les données de la jumelle saine comme référence pour améliorer la marche spastique de sa soeur. Cette thèse s'articule ainsi autour de deux grands champs : la biomécanique et la robotique. Une étude de l'impact de paralysie cérébrale spastique sur la marche humaine a été réalisée. Cette étude a été suivie par une modélisation de la marche spastique et de l'interaction entre un enfant atteint de PC spastique et un exosquelette dans le but d'améliorer la cinématique de l'enfant.

Cette thèse a abouti à la modélisation personnalisée d'une marche spastique ainsi que d'un premier contrôle de cette marche, par le biais d'une interaction exosquelette-humain, afin de la faire converger vers une marche plus saine.

Mots-clés : Robotique, Biomécanique, Exosquelette, Interaction, Paralyse Cerebrale, Spasticité, Modélisation, Enfant

Resume

Spastic cerebral palsy is a pathology that affects nearly one child in 500 at birth. This pathology creates numerous motor problems, particularly when walking, such as involuntary movements due to muscular hypertonia, also called spasticity. Each cerebral palsy has its own severity measured by different scales. Currently, very few motor aids are available for children, as the market for robotic aids focuses mainly on adults (constant anthropometry and pathology that does not evolve much). The objective of the EXOKID project, from which this thesis stems, is therefore to allow more children with cerebral palsy to have access to a robotic system with adapted anthropometry. This system must be able to evolve according to their growth and the evolution of their pathology in order to improve their walking both in the context of rehabilitation within adapted structures and in their daily mobility. The child, suffering from this cerebral palsy, must be taken in charge as soon as possible. The aim is to enable the child to learn to walk : indeed, the cerebral plasticity of children is more important than that of adults and potentially allows the child to learn quickly, despite possible cerebral lesions.

Two twin sisters, one of whom has spastic PC, were studied. This twinhood allowed us to have close anthropometries and to use the data of the healthy twin as a reference to improve the spastic gait of her sister. This thesis is thus articulated around two main fields : biomechanics and robotics. A study of the impact of spastic cerebral palsy on human walking was carried out. This study was followed by a modelling of a spastic walking and the interaction between a child suffering from spastic cerebral palsy and an exoskeleton with the aim of improving the child's kinematics. This thesis resulted in the personalised modelling of a spastic gait and a first control of this gait, through an exoskeleton-human interaction, in order to make it converge towards a healthier gait.

Key words : Robotics, Biomechanics, Exoskeleton, Interaction, Cerebral Palsy, Spasticity, Modelling, Child

Blocs de lecture

Au cours du manuscrit, différents blocs colorés viendront rythmer la lecture avec pour but de faciliter l'enchaînement et la lecture de ce manuscrit. Les blocs sont définis comme suit :

Sommaire

Ce bloc a pour but d'introduire chaque début de chapitre afin de donner les informations essentielles.

En résumé

Ce bloc a pour but de résumer les informations traitées lors du chapitre ou du demi-chapitre afin de passer à une autre partie.

Questions

Ce bloc a pour but de se questionner sur les prochaines étapes à réaliser et de faire une transition entre 2 chapitres.

Publications

Ce bloc a pour but de résumer l'ensemble des publications issues du chapitre considéré.

Chapitre 1

Contexte et introduction

1.1 Présentation globale du sujet

La paralysie cérébrale (PC) a une prévalence à la naissance d'environ un enfant sur 500, soit environ 1500 nouveaux cas par an en France. Généralement, les paralysies cérébrales sont liées à la prématurité qui engendre des dysfonctionnements cérébraux. L'étude que nous proposons ici se concentre en particulier sur la locomotion de ces enfants généralement atteints de handicap moteur. La (ré)éducation, dès le plus jeune âge en profitant de la plasticité cérébrale, est une des clés de la réussite de l'apprentissage permettant de reproduire une marche saine sur de longues distances. L'utilisation d'une assistance robotisée de type exosquelette, a montré qu'elle permettait à l'enfant d'acquérir une marche proche de celle de la marche saine après les phases d'apprentissage (FEDERICI et al., 2015, LAJEUNESSE et al., 2015, MILLER et al., 2016, WALL et al., 2015) pour certaines pathologies modérées. L'objectif à terme est de développer un prototype d'exosquelette personnalisé dont l'anthropométrie serait adaptée à l'enfant étudié.

Le public visé étant les jeunes enfants atteints de paralysie cérébrale, des considérations éthiques ont conduit au principe de deux systèmes robotisés, pour parvenir à un concept de "robot dans un robot" :

1. Le premier robot simule la marche de l'enfant atteint de PC et peut reproduire différents niveaux d'atteinte neurologique.
2. Le deuxième jouant le rôle d'exosquelette permettant l'assistance et le contrôle pour approcher une marche saine.

Cette méthode a pour but de pouvoir tester les lois de commande et de contrôle sur des systèmes robotisés, ce qui a l'avantage de ne pas impliquer directement des personnes lors de ces essais de contrôle. La protection de l'intégrité des personnes,

ici des enfants, est primordiale et fait partie intégrante de cette thèse.

L'idée première de cette thèse est de prendre en main à petite échelle des notions fondamentales, comme la modélisation du comportement spastique, et par la suite d'implémenter des notions de plus en plus complexes (augmentation des degrés de liberté du modèle) afin de s'assurer que le noyau initial de la problématique est parfaitement compris et assimilé. Divers questionnements ont été explorés afin d'avoir une prise en main complète du sujet : Qu'est-ce que la paralysie cérébrale ? Quels sont les causes, les symptômes ainsi que les différents degrés de ce handicap ? Quels sont les effets sur les déplacements des personnes atteintes de cette pathologie ? Comment modéliser, reproduire cette pathologie par l'intermédiaire de systèmes motorisés ? Comment la corriger ?

Afin de mieux comprendre cette pathologie et son impact sur la motricité, il est important de définir ce qu'est une motricité.

1.2 Définition de la marche saine

Avant de se focaliser sur la paralysie cérébrale, il est aussi essentiel de comprendre la marche saine et ses implications musculaires dans un contexte sans pathologie.

La marche est une succession d'instabilités. Elle correspond à une série de mouvements répétés par chaque segment du membre inférieur au cours d'un temps donné. Ces mouvements sont appelés "cycles". Ils commencent quand le talon du pied considéré touche le sol (0%) ("heelstrike" correspondant à "l'initial contact" sur la figure 1.1) et quand le talon de ce même pied retouche à nouveau le sol (100%) (Figure 1.1). Un cycle est divisé en 2 phases distinctes : une phase d'appui ("stance phase") correspondant à 60% de la durée du cycle et une phase d'oscillation ("swing phase") correspondant à 40% de la durée du cycle. (MURRAY et al., 1964 ; PERRY, 1992).

Phase d'appui

La phase d'appui correspond à la durée entre le moment où le talon du membre étudié est en contact avec le sol jusqu'au moment où les orteils du même membre quittent le sol ("toes-off"). Cette phase est caractérisée principalement par une flexion plantaire de la cheville ainsi qu'une extension de la hanche afin de préparer la phase d'oscillation.

Phase d'oscillation

La phase d'oscillation débute au moment où les orteils du membre quittent le sol (toes-off) jusqu'au moment où le talon ce même membre touche le sol (heelstrike). Cette phase est caractérisée par la flexion de la hanche permettant de mettre le membre en avant, accompagnée d'une flexion du genou, suivie d'une extension de ce dernier afin de réaliser le contact au sol et d'une flexion dorsale de la cheville.

Ainsi, on voit une alternance entre ces 2 phases ponctuée par des phases de "double support" c'est-à-dire lorsque les deux membres inférieurs sont en contact avec le sol. On appelle "simple support" lorsqu'un des membres est en contact avec le sol et l'autre est en oscillation.

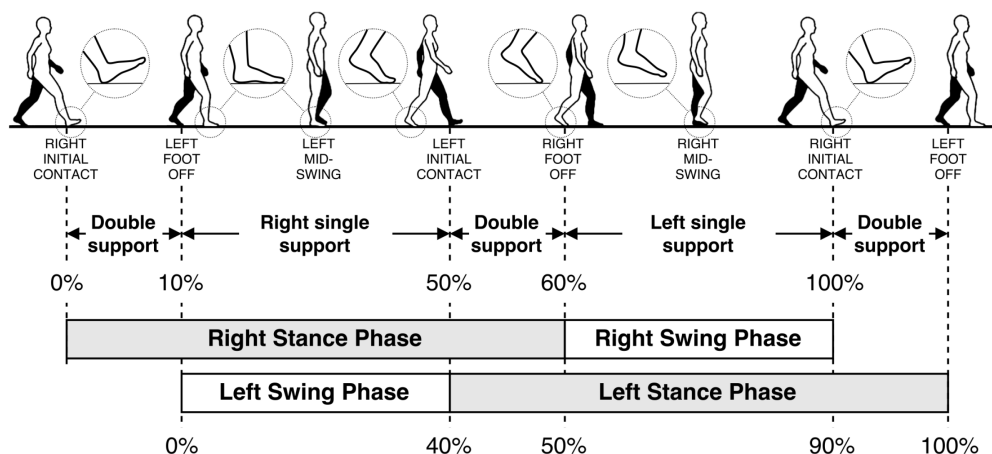


Figure 1.1 – Exemple d'un cycle complet représenté par 2 contacts talon-sol successifs de la même pied. **Source** : TUNCA et al., 2017

Paramètres représentatifs de la marche

Dans la littérature, d'autres termes relatifs à la marche peuvent être retrouvés (FUKUCHI et al., 2019; PERRY, 1992). On appelle un pas ou "step", la durée ou distance séparant deux contacts talons-sol successifs des deux membres (Figure 1.2). On appelle cycle ou "stride", la durée ou distance séparant deux contacts talons-sols consécutifs d'un même membre, illustré dans la Figure 1.2.

Il est commun dans la littérature d'étudier la spécificité des cycles de marches en se basant sur différents paramètres tels que :

- la cadence : correspondant au nombre de cycles ou pas par unité de temps ,
- la vitesse du centre de masse (CoM),
- la durée d'un pas,
- la longueur d'un pas,

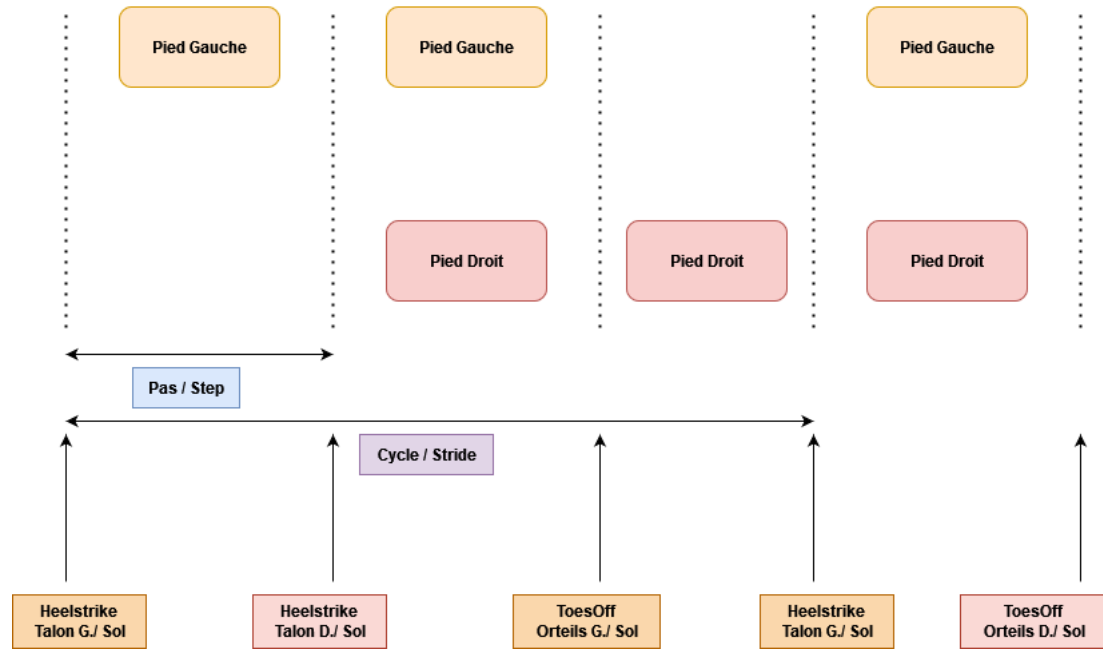


Figure 1.2 – Définition du pas "step" et du cycle "stride". *G.* = gauche, *D.* = Droit. Ce schéma définit aussi les phases de simple et double support ainsi que les contacts au sol.

- la durée d'un cycle,
- la longueur d'un cycle,
- la durée des phases de double support : en pourcentage de cycle (%),
- la durée des phases de simple support, gauche & droite : en pourcentage de cycle (%),
- la durée de la phase oscillante et de la phase d'appui : en pourcentage de cycle (%).

VOSS et al., 2020, considérant une population saine allant de 5 à 30 ans, présente les valeurs normatives obtenues pour certains des paramètres précédents :

- Cadence : 124.41 ± 13.61 pas/min,
- Longueur d'un cycle : $1.22 \pm 0.2m$,
- Durée d'un cycle : $1.25 \pm 0.18s$,
- Durée d'une phase oscillante : 41.64 ± 1.71 % d'un cycle de marche,
- Durée d'une phase d'appui : 58.45 ± 1.71 % d'un cycle de marche,
- Durée d'une phase de double support : 17.04 ± 3.35 % d'un cycle de marche.

Ces paramètres sont propres à chaque individu. Ils dépendent des caractéristiques anthropométriques de la personne (taille, poids, longueurs des membres) et de son âge. D'éventuelles pathologies pouvant altérer la marche de celle-ci peuvent modifier ces paramètres comme la paralysie cérébrale. Afin de définir et d'étudier la marche saine mais aussi pathologique, certaines méthodes comme l'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM) sont mises en oeuvre. Cette méthode sera présentée et mise en

oeuvre dans la section 4.1.

Effet des muscles agonistes et antagonistes sur la marche saine

Lors de la marche, le rôle des muscles agonistes et antagonistes des articulations est primordial notamment lors des phases de contacts au sol. Ce phénomène de co-contraction modulée permet de garder une certaine stabilité (moins de perte d'équilibre) lors de la marche et d'assurer la sécurité du pas lors des phases de simple support notamment. Lors des phases oscillantes, la contraction musculaire n'est pas aussi importante pour le membre oscillant. L'inertie est davantage prépondérante et crée le mouvement comme un système pendulaire classique dont la rotation s'effectue au niveau des 3 articulations : hanche, genou et pied (MOORE et al., 1993). On comprend ainsi rapidement que si les muscles viennent à se contracter de manière involontaire et pathologique, le mouvement de la marche peut être totalement différent et/ou impossible en fonction de l'intensité du tonus musculaire comme dans le cas de la paralysie cérébrale spastique.

1.3 Paralysie cérébrale

La compréhension de ce qu'implique la paralysie cérébrale dans le mouvement de la marche est un point clé de cette thèse. Cette section propose donc de la décrire.

1.3.1 Définition

La paralysie cérébrale (PC) est "*un ensemble de déficiences motrices non progressives mais souvent changeantes apparaissant suite à des lésions ou des anomalies au niveau du cortex cérébral aux premiers stades de développement du cerveau.*" (ROSENBAUM, 2003). L'incidence est d'environ 2 à 2.5 pour 1000 naissances vivantes ce qui en fait l'une des plus grandes causes de déficiences motrices au cours de l'enfance dans les pays développés d'après DINAH et KEVIN, 2003. La paralysie cérébrale ne peut pas être résumée à une pathologie unique. Elle est en fait un ensemble de syndromes cliniques, de symptômes et de problématiques qui ensemble participent à une difficulté motrice tant dans les déplacements du membre inférieur que dans la réalisation de tâches simples comme la préhension, la déglutition, l'audition et la stabilité du tronc.

Ainsi FONTAINE, 2016 et WALLARD, 2014 définissent la paralysie cérébrale comme

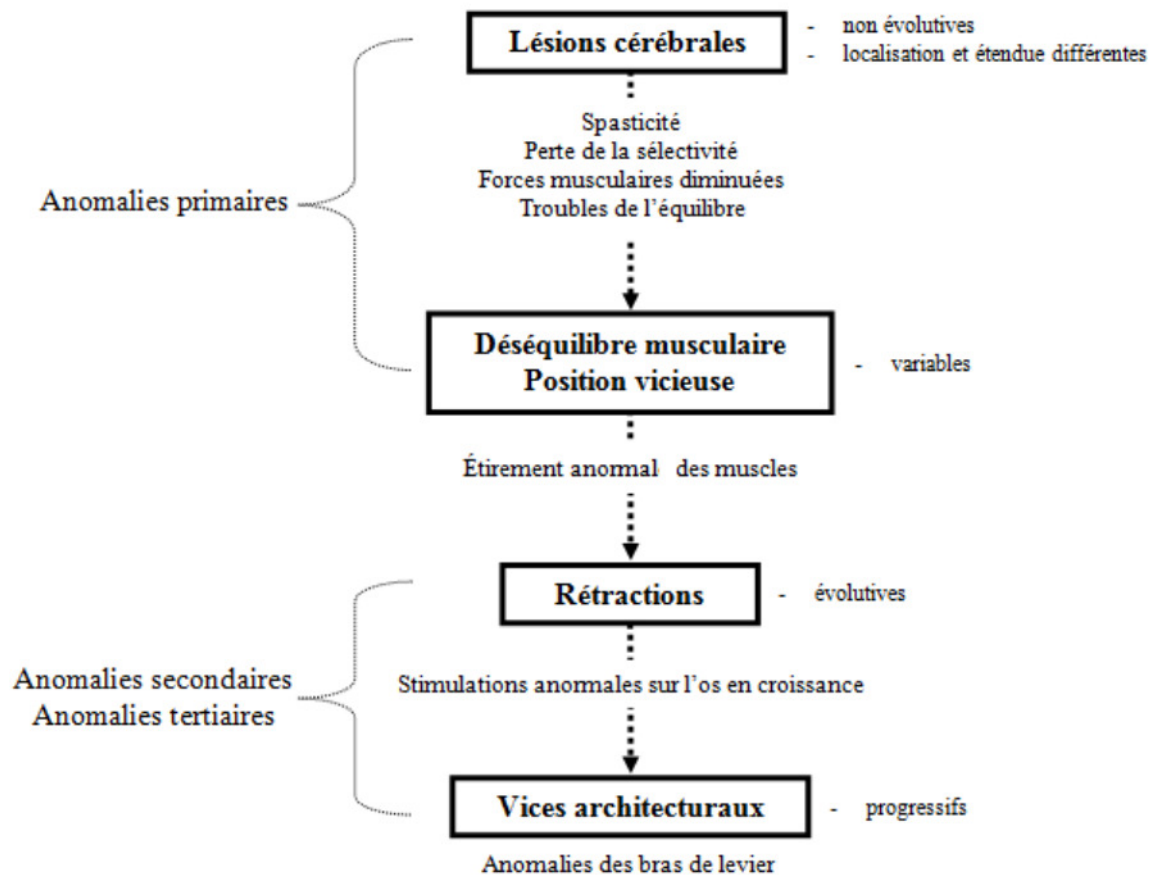


Figure 1.3 – Découpage des anomalies constituant la paralysie cérébrale présentées de manière hiérarchique. **Source** : WALLARD, 2014

un ensemble de troubles moteurs hiérarchisés. La PC se décompose en 3 groupes d'anomalies (Figure 1.3) :

- Anomalies primaires : atteinte cérébrale provoquant parésie, faiblesse musculaire, difficulté de se contrôler, spasticité, perte d'équilibre etc..
- Anomalies secondaires : correspond à la conséquence des troubles primaires mais aussi à une interaction entre les troubles primaires et la croissance osseuse et musculaire (rétractions musculaires, déformations ostéoarticulaires),
- Anomalies tertiaires : compensations des anomalies primaires et secondaires pouvant être diminuées si prise en charge précoce des troubles antérieurs.

Causes de la PC Différents facteurs sont considérés comme étant les principales causes de la paralysie cérébrale. Ces facteurs s'étalent du stade prénatal au stade post natal de la grossesse.

La principale cause de la paralysie cérébrale semble être une lésion cérébrale aux

stades anténatal, périnatal ou dans les premiers moments du stade postnatal due à une possible hypoxie ou ischémie. Le manque d'oxygène peut engendrer une lésion du cortex cérébral en particulier dans la matière blanche de ce cortex qui comprend les motoneurones à l'origine de la transmission de signal dans le cadre de tâches motrices (ANDRES et al., 2012, KUBAN et al., 2009). La malformation cérébrale dépend du stade auquel elle apparaît (KRAGELOH-MANN, 2004). Par exemple, une leucomalacie périventriculaire (lésion qui crée une nécrose de la substance blanche autour des ventricules cérébraux) peut apparaître et provoquer une paralysie cérébrale dyskinétique ou bilatérale spastique. Une autre des causes probables de la paralysie cérébrale concerne des mutations/ modifications génétiques comme proposé dans ANDRES et al., 2012. En effet, la mutation d'un ou plusieurs gènes peut provoquer des troubles qui sont d'origine mendéliens (liés à l'hérédité).

D'autres facteurs contribuant à la paralysie cérébrale peuvent être considérés comme la prématurité, le faible poids à la naissance, les jumeaux monozygotes, la consanguinité, l'exposition intra-utérine foetale à l'infection et à l'inflammation maternelles, l'inflammation, les gestations multiples, etc. (ANDRES et al., 2012). La corrélation entre la paralysie cérébrale et le faible poids à la naissance et l'âge gestationnel a été étudiée en profondeur, mais il n'y a pas de compréhension claire de ces relations. Malgré cela, le mécanisme causal spécifique de la PC reste insaisissable dans la plupart des cas, d'où la complexité pour les professionnels de santé de détecter et corriger cette pathologie. D'autres pathologies nommées comorbidités peuvent co-exister avec la paralysie cérébrale comme des difficultés intellectuelles, des problèmes visuels, de langage.

Une des caractéristiques principales de la PC est la concomitance entre une faiblesse musculaire et la spasticité des muscles sollicités entraînant une difficulté motrice.

Faiblesse musculaire Les enfants atteints de PC ont des muscles beaucoup plus faibles que ceux ayant eu un développement classique : ils ne possèdent environ que 36% à 82% de la force musculaire de sujets sains (EEK et BECKUNG, 2008 ; THOMPSON et al., 2011 ; WILEY et DAMIANO, 1998).

Spasticité D'après ROSE et MCGILL, 2005, une lésion des voies cortico-spinales excitatrices serait la cause de l'incapacité des enfants atteints de PC spastique à recruter l'ensemble des unités motrices disponibles lors d'une contraction maximale volontaire provoquant ainsi une activation incomplète du muscle considéré.

De plus, d'après KERR et al., 2016, ces enfants possèdent des muscles plus courts et plus fins pouvant rendre plus complexe la marche de ces enfants et donc leur activité

physique.

1.3.2 Classifications

Différentes méthodes existent pour classifier le degré de paralysie cérébrale. Une classification topologique est utilisée afin d'identifier la distribution anatomique des déficiences motrices. On y distingue différents types de paralysie cérébrale : la paralysie cérébrale spastique, ataxique et dyskinétique.

- La spasticité provoque une augmentation du tonus musculaire et donc des contractions musculaires involontaires amenant à des rigidités articulaires.
- L'ataxie provoque des forces anormales, une perte de coordination musculaire ce qui impose au patient d'être d'avantage précis dans ces mouvements.
- La dyskinésie provoque des mouvements stéréotypés involontaires, incontrôlés, récurrents ou occasionnels.

La paralysie cérébrale peut être unilatérale ou bilatérale, elle peut toucher un ou plusieurs membres comme on peut le voir sur la Figure 1.4. Ainsi, les déficiences motrices peuvent être classifiées selon les membres affectés définis notamment dans EVANS, 1948 :

- Monoplégie : Atteinte d'un seul membre.
- Hémiplégie : Atteinte du membre supérieur et inférieur du même côté du corps.
- Paraplégie : Atteinte de la partie inférieure du corps, donc au niveau des deux membres inférieurs.
- Diplégie : Atteinte des quatre membres (2 bras et 2 jambes) avec une sévérité plus importante au niveau du membre inférieur.
- Triplégie : Atteinte de trois membres.
- Quadriplégie : Atteinte des quatre membres du corps de façon assez égale. La quadriplégie représente la forme la plus sévère.

Une des plus connues et des plus utilisées méthodes de classification est celle du Gross Motor Function Classification System (GMFCS) (PANETH NIGEL, 2006). Cette classification comporte 5 niveaux allant du degré ayant le moins de difficultés motrices (level 1) au degré ayant le plus de difficultés motrices (level 5) comme illustré sur la Figure 1.5. Au degré 1, l'enfant est capable de marcher sans aide et peut réaliser des tâches motrices sans trop de difficulté. Seules la vitesse, la coordination (capacité d'effectuer des gestes précis dans l'espace) et la stabilité (capacité de maintenir une position, malgré des changements dynamiques de forces externes) sont limitées. Au degré 2, l'enfant voit ses capacités de plus en plus limitées notam-

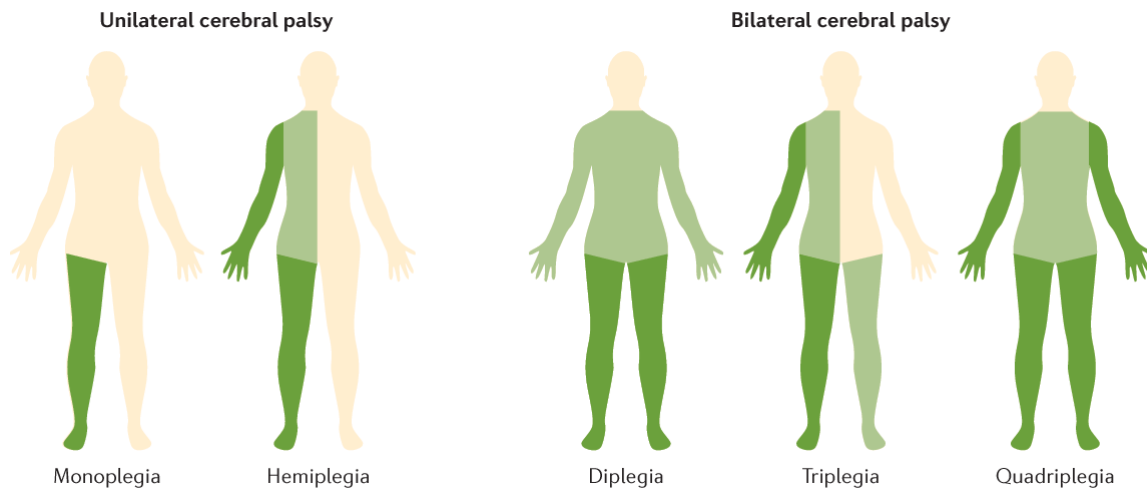


Figure 1.4 – Classification topologique de la paralysie cérébrale. La partie vert foncé correspond aux zones avec des troubles moteurs importants comparativement aux zones claires. **Source** : KERR et al., 2016

ment pour des tâches demandant davantage d'effort comme une montée d'escalier. Au degré 3, le patient peut avoir recours à une assistance type béquille, chaise roulante ou même exosquelette pour réaliser des activités motrices sur grandes distances ou sur un temps long. Au degré 4, le patient est capable de réaliser des distances courtes mais l'assistance est nécessaire. Au dernier degré, le patient n'a plus son indépendance motrice, ses capacités motrices sont extrêmement limitées et a du mal à maintenir une posture érigée en luttant contre la gravité. Le GMFCS est basée sur l'observation d'activités motrices de base comme s'asseoir, marcher, ramper, etc. Cette classification nous a permis au cours de cette thèse de savoir sur quelle atteinte il est judicieux de commencer afin de réaliser des études cinématiques et dynamiques pour obtenir des données en vue d'une modélisation du comportement pathologique.

1.3.3 Traitements et Rééducation

Les traitements ou rééducation ont pour principal objectif de diminuer la spasticité au quotidien. Ils sont applicables aux adultes comme aux enfants avec plus ou moins de succès en fonction des traitements. Ils peuvent être découpés en 3 grandes familles pour la rééducation des membres inférieurs :

1. Les traitements médicamenteux sont une des possibilités existantes. Les injections de toxine botulique peuvent être utilisées pour traiter les contractions involontaires et les myorelaxants comme le Diazépam ou le Baclofène peuvent aider à détendre les muscles contractés mais peuvent présenter un risque de

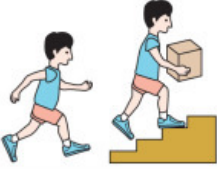
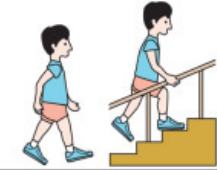
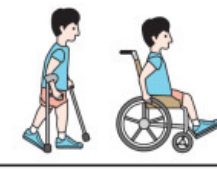
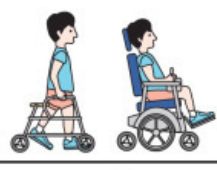

	<p>GMFCS Level I</p> <p>Children walk indoors and outdoors and climb stairs without limitation. Children perform gross motor skills including running and jumping, but speed, balance and coordination are impaired.</p>
	<p>GMFCS Level II</p> <p>Children walk indoors and outdoors and climb stairs holding onto a railing but experience limitations walking on uneven surfaces and inclines and walking in crowds or confined spaces.</p>
	<p>GMFCS Level III</p> <p>Children walk indoors and outdoors on a level surface with an assistive mobility device. Children may climb stairs holding onto a railing. Children may propel a wheelchair manually or are transported when traveling for long distances or outdoors on uneven terrain.</p>
	<p>GMFCS Level IV</p> <p>Children may continue to walk for short distances on a walker or rely more on wheeled mobility at home and school and in the community.</p>
	<p>GMFCS Level V</p> <p>Physical impairment restricts voluntary control of movement and the ability to maintain antigravity head and trunk postures. All areas of motor function are limited. Children have no means of independent mobility and are transported.</p>

Figure 1.5 – *Gross Motor Function Classification System (GMFCS)*. **Source :** KERR et al., 2016

dépendance.

2. Les thérapies physiques ou de rééducation comme des exercices avec le physiothérapeute, l'utilisation d'orthèses et d'exosquelettes comme avec le Lokomat (*Annexe, section 6.2*) aident généralement à améliorer les activités musculaires. Avec la kinésithérapie, les muscles des patients atteints de PC sont entraînés et rééduqués afin de diminuer leur faiblesse en essayant de restaurer des mouvements normalement développés (JORGIC et al., 2012).
3. Les thérapies occupationnelles ont pour but de développer l'autonomie des patients dans leur vie quotidienne notamment par l'utilisation d'exosquelette ou de fauteuil roulant.

Dans le cadre de cette thèse, le but d'un exosquelette pour jeunes enfants est de profiter de la plasticité cérébrale de l'enfant afin de lui apprendre les mouvements de marche dits "sains". Après une lésion neuronale, le cerveau peut créer de nouvelles connexions dans le but de compenser les déficits provoqués par la lésion

cérébrale. Cependant, ces connexions ne parviennent à se créer que par des mouvements répétés et intensifs. Le rôle ainsi de l'exosquelette est donc primordial dans la création de ces nouvelles connexions dans un processus de rééducation (SINGH et al., 2021, CALABRÒ et al., 2018).

1.4 Phénoménologie de la spasticité

La paralysie cérébrale spastique est un type de PC se caractérisant comme défini dans la partie 1.3.1 par une augmentation du tonus musculaire, des contractions musculaires involontaires amenant à une rigidité des membres, une diminution de l'amplitude des mouvements qui peut donc drastiquement altérer la marche des patients tout en causant gêne et douleur. Chez l'enfant, la spasticité est source de déformations orthopédiques douloureuses amplifiée par les phases de croissance et conduit à une modification de la structure musculaire (rétraction musculaire). La spasticité crée des réflexes pathologiques et involontaires et est connue pour être une "réponse hypersensible, dépendante de la vitesse de l'étirement musculaire passif" (FEE et FOULDS, 2004) et dépendante de la position (DIMITRIJEVIC, 1985; Y. N. WU et al., 2018).

En effet, la dépendance à la vitesse est visible lors de la réalisation de mouvement rapide car le mouvement bloque très rapidement à cause de la contraction volontaire des muscles antagonistes au mouvement. L'amplitude du mouvement est aussi un caractère limitant dans le cas de la spasticité. En effet, malgré la lenteur du mouvement, certaines amplitudes ne seront jamais atteintes par les personnes atteintes de spasticité notamment les extensions complètes. Enfin, d'un sujet à un autre (inter-variabilité), d'un moment à un autre pour un même sujet (intra-variabilité), le comportement spastique peut totalement différer à cause de différents facteurs notamment la fatigue et le froid. Ainsi, on peut décrire le couple spastique de la manière suivante (Equation 1.1) :

$$Spasticite = f(\Theta, \dot{\Theta}, t, K, D) \quad (1.1)$$

avec :

$\Theta, \dot{\Theta}$: position, vitesse angulaire de l'articulation étudiée

t : le moment où la spasticité est étudiée

K, D : coefficient de raideur et d'amortisseur concernant les muscles provoquant l'extension/la flexion de l'articulation étudiée.

1.4.1 Caractérisation de la spasticité

Dans de précédentes études, les effets d'un tonus musculaire ont été définis comme étant à l'origine d'un comportement cinématique pendulaire anormal dans le cadre d'un "Pendulum Test" ou "Wartenberg pendulum test" (WARTENBERG, 1951).

Ce test est couramment utilisé dans plusieurs études impliquant des sujets sains, des patients atteints de PC (FOWLER et al., 2000, FEE et FOULDS, 2004), des patients victimes d'AVC, des patients avec des pathologies modifiant la motricité (VALLE et al., 2006) et d'autres conditions neurologiques. Le test de Wartenberg est souvent utilisé afin de mettre en évidence la différence entre des personnes en bonne santé et des patients souffrant de spasticité. Ce test correspond à une mise en extension maximale d'un des membres inférieurs puis au lâché de cette position (vitesse initiale nulle). Il permet d'étudier la dynamique spontanée de celui-ci au cours du temps jusqu'à sa position finale (Figure 1.6).

L'étude des données cinématiques de l'articulation étudiée permet ainsi de ca-

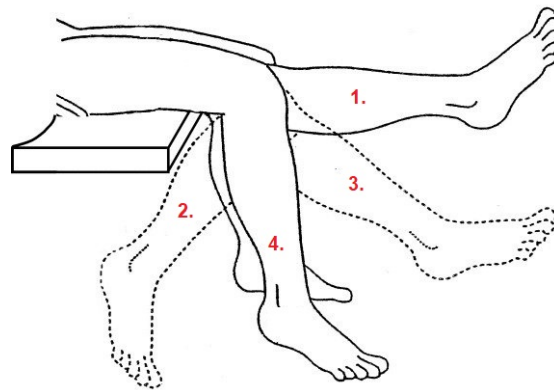


Figure 1.6 – Exemple d'oscillations du membre inférieur dans un contexte de test pendule. 1. Extension du membre inférieur 2. Première flexion 3. Seconde extension 4. Position finale (position de repos). **Source** : VALLE et al., 2006 modifié

racteriser une pathologie affectant le membre inférieur comme la paralysie cérébrale spastique.

Questions

Certains des paramètres précédents peuvent être davantage définis notamment ceux concernant la partie musculaire du mouvement et ceux sur la marche des enfants atteints de paralysie cérébrale. Quels sont les muscles intéressants à étudier ? Quels sont les paramètres essentiels lors de l'étude de sujets atteints de paralysies cérébrales ?

1.4.2 Étude de sujets atteints de PC dans la littérature

Afin de corriger au mieux la pathologie d'enfants atteints de paralysie cérébrale, il est impératif d'étudier de manière fine les troubles du mouvement qui y sont associés, notamment pour concevoir et dimensionner un système qui soit adapté à l'anthropométrie et à la pathologie de l'enfant. Pour cela, l'analyse quantifiée de la marche (AQM) est la référence, qui permet de mesurer les données spatio-temporelles, cinématiques, dynamiques et musculaires. Une étude bibliographique des différents enjeux de l'AQM de marche d'enfants atteint de paralysie cérébrale est présentée ci-après et récapitulée dans le tableau 6.1 en *Annexe* de ce manuscrit.

1. Sujets étudiés Le nombre de sujets étudiés et leurs potentielles pathologies sont des points intéressants afin de réaliser une étude comparative précise. Ainsi, toutes les études prennent en compte un nombre d'individus entre 1 à 34 enfants. On observe ainsi une grande variabilité inter-études sur ce critère. Le diagnostic de chaque enfant n'est pas toujours précisé : ainsi, STEELE et al., 2019 ne précisent pas le type de marche des enfants étudiés, donnant uniquement leur niveau selon la classification GMFCS. De même, la spasticité n'est pas un dénominateur commun à ces études, car seuls STEINWENDER et al., 2000, BOJANIC et al., 2011, MARCHITTO et al., 2020 et TAVERNESE et al., 2016 le précisent. Un groupe d'enfants sains sert de contrôle dans tous les articles sauf ceux de STEELE et al., 2019 et VAN DRONGELEN et al., 2013. Le groupe contrôle est généralement choisi parmi des enfants ne présentant pas de déficiences motrices et cela de manière indépendante de leurs taille, masse ou âge, sauf dans l'article de MARCHITTO et al., 2020 où l'on compare l'enfant atteint de paralysie cérébrale à sa jumelle. Les données anthropométriques des deux groupes d'enfants ne sont pas systématiquement connues avec précision : en effet, elles sont soit absentes (STEINWENDER et al., 2000, TAVERNESE et al., 2016, BOJANIC et al., 2011) soit fournies sous forme de valeurs moyennes (MALONE et al., 2015, PATIKAS et al., 2007). Ainsi, seuls les articles de STEELE et

al., 2019, MARCHITTO et al., 2020 et VAN DRONGELEN et al., 2013 présentent des informations complètes sur chaque enfant notamment comme leur âge, leur taille, leur masse ainsi que leur niveau sur la classification GMFCS.

2. Répétabilité La répétabilité est étudiée principalement dans 2 des 8 études (25%). Ainsi, STEINWENDER et al., 2000 ont montré que la répétabilité sur une semaine des données dynamiques était meilleure que celle des données cinématiques pour les deux groupes d'enfants. STEELE et al., 2019 ont quant à eux montré que les répétabilités intra et inter-séances des enfants atteints de paralysie cérébrale étaient similaires à celles des enfants sains.

3. Muscles BOJANIC et al., 2011, STEELE et al., 2019 et PATIKAS et al., 2007 présentent dans leurs articles les résultats des analyses électromyographiques (EMG) menées. Les muscles communs aux trois articles sont les quadriceps (vaste latéral, vaste médial, vaste intermédiaire, droit fémoral), les muscles ischio-jambier (biceps fémoral, semi-membraneux, semi-tendineux), le muscle tibial antérieur, les muscles gastrocnémiens médial et latéral, et le muscle soléaire. Seul PATIKAS et al., 2007 mettent en relation les résultats de l'activité musculaire avec les données cinématiques et dynamiques de manière claire.

En résumé

Grâce à l'état de l'art présenté dans cette partie, nous connaissons les muscles pouvant être pertinents à étudier lors d'une marche d'enfants atteints de paralysie cérébrale. Le caractère variable et répétable des données obtenues au sein d'une même expérimentation et entre 2 expérimentations a mis en évidence qu'une population contrôle semble être un choix indispensable afin de mieux comprendre l'impact qu'à la paralysie cérébrale sur le mouvement humain. Il serait donc pertinent de s'assurer de comparer des individus aux anthropométries semblables.

Questions

Quel type de contrôle allons-nous réaliser sur l'exosquelette? Quels sont les possibilités, leur facilité de réalisation, leurs avantages et leurs inconvénients? Quels paramètres allons-nous devoir déterminer et comment?

1.4.3 Contrôle et modèles d'interaction

Après avoir défini ce qu'était la PC spastique, il est nécessaire de comprendre comment contrôler un exosquelette dans le cadre d'une interaction avec un enfant atteint d'une PC spastique. Ainsi, différentes méthodes de contrôles et d'interaction issues de la littérature sont proposées dans cette partie.

Méthodes de contrôle

1. Contrôle par impédance Cette méthode a l'avantage d'être robuste, facile à implémenter et permet d'avoir des résultats en position très précis. Cette méthode est basée sur le contrôle d'un système en se basant sur l'erreur en position. Elle paraît être la méthode de contrôle la plus naturelle et semble donc pertinente dans le cadre de cette thèse pour être un point de départ pour un potentiel contrôle.

Cette méthode est cependant très rigide et nécessite de prendre en compte des perturbations extérieures dans le modèle étudié.

Dans AMIRI et al., 2019b, un contrôle en position est effectué sur un exosquelette du membre inférieur (Lower-Limb Exoskeleton (LLE)) dont l'erreur calculée correspond à la différence entre les positions angulaires de référence de la hanche et du genou et celles calculées. L'erreur, calculée comme la différence entre la référence et la valeur modélisée, est corrigée par le biais d'un correcteur Proportionnel Intégral Dérivé (PID) (Figure 3.13) qui est une méthode très utilisée notamment dans ABOUD et al., 2014, WANG et CHANG, 2018 ainsi que HA et al., 2016 et dont les gains sont définis en suivant la méthode de ZIEGLER et NICHOLS, 1942 (Z-N). Afin d'affiner

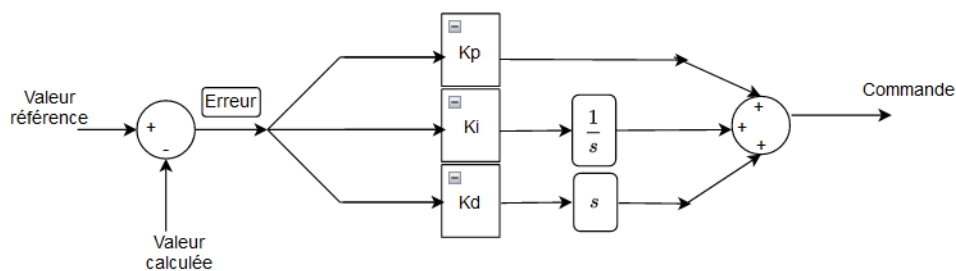


Figure 1.7 – Fonctionnement d'un contrôleur PID classique.

le choix de ces gains, différentes méthodes ont été étudiées : la MIT-rule (JAIN et NIGAM, 2013) basée sur la méthode du gradient afin de minimiser l'erreur, des algorithmes génétiques comme GA (Genetic algorithm) ou PSO (Particle Swarm Optimization) défini notamment dans IMRAN et al., 2013 et utilisé dans AMIRI et al., 2020, SANKARDOSS et GEETHANJALI, 2017 afin de trouver les gains optimaux

pour réaliser le PID. Des versions se basant sur ces 2 précédents algorithmes ont aussi vu le jour avec certaines modifications notamment en utilisant de l'intelligence artificielle (I.A). Les algorithmes génétiques se basent sur le principe d'itération et de mutation d'un vecteur de paramètres donné, nommé chromosome, utilisé afin de minimiser une fonction objective ou fonction de coût (Figure 1.8). Celle-ci est souvent basée sur le calcul de l'erreur entre la référence souhaitée et la valeur obtenue. Des critères d'évaluation comme le coefficient de détermination (R^2), le RMSE (Root Mean Square Error) sont utilisées pour quantifier objectivement la valeur issue de cette fonction objective.

Au cours de cet algorithme génétique, les populations définies initialement vont subir

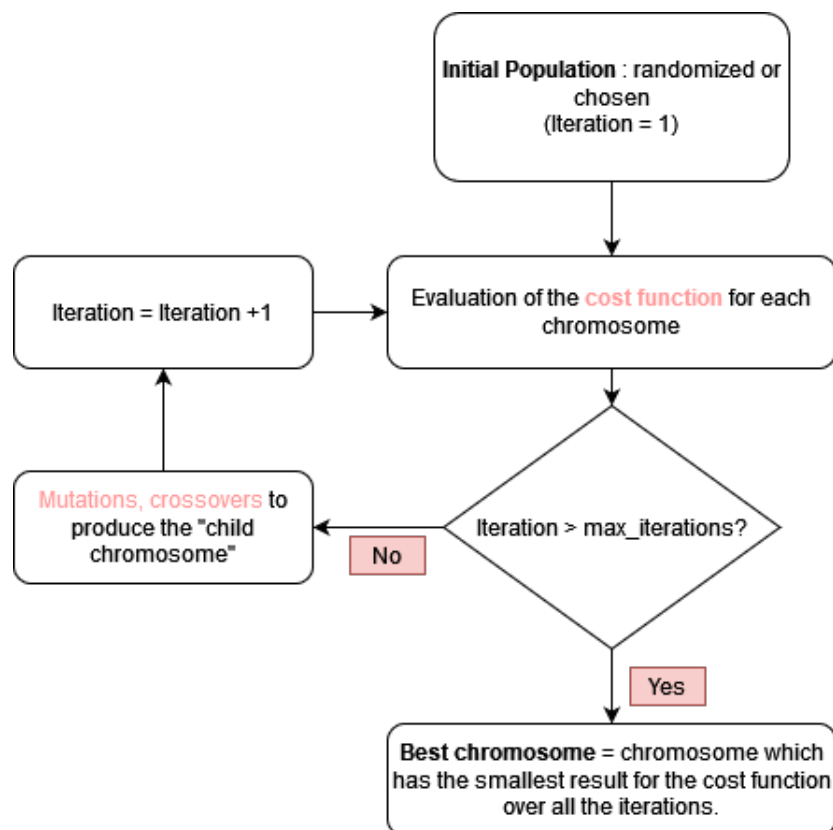


Figure 1.8 – Fonctionnement d'un algorithme génétique.

différentes modifications : cross-overs, mutations afin d'obtenir la population la plus pertinente. Des combinaisons d'algorithmes génétiques ont aussi été réalisées notamment dans AMIRI et al., 2019c où GA et PSO ont été utilisés en considérant que PSO prend pour population initiale la population finale obtenue par GA. La force des algorithmes génétiques est leur maniabilité et le nombre de paramètres ajustables : fonction de tolérance, population initiale, bornes supérieures et inférieures des paramètres, pourcentage de cross-over, mutations, type de fonction utilisée, nombre maximum de générations, nombre de paramètres "élites" à conserver pour la pro-

chaîne itération.

LERNER et al., 2016 ou encore HUO et al., 2021 utilisent le contrôle en impédance pour établir le contrôle de leur exosquelette avec des résultats très intéressants.

2. Contrôle par admittance Dans DEL-AMA et al., 2014 ou TU et al., 2020, un contrôle en admittance a été mis en oeuvre sur un exosquelette. Cette méthode est basée sur le contrôle d'un système en se basant sur l'erreur en couple. Contrairement au précédent contrôle, celle-ci présente des résultats beaucoup moins précis en position mais propose une compliance intéressante afin de s'adapter à des perturbations extérieures tout en essayant de converger vers la référence souhaitée. Différentes

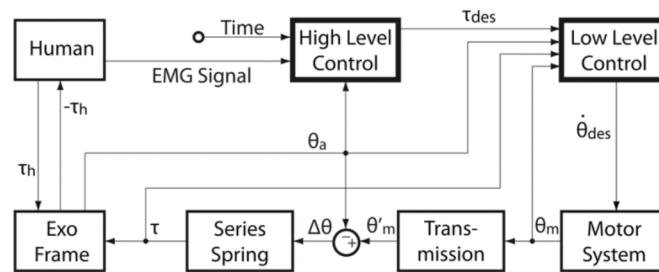


Figure 1.9 – Fonctionnement du contrôle en couple : répartition en deux niveaux (haut et bas). **Source** : ZHANG et al., 2015

méthodes de contrôle en couple ont été réalisées notamment dans ZHANG et al., 2015 qui présente différentes manières de contrôler en couple en distinguant une partie haut niveau et une partie bas niveau (Figure 1.9). Différents paramètres sont pris en compte comme des modèles neuromusculaires, des données d'électromyogramme, des valeurs angulaires d'articulation, la contribution des erreurs en couples etc. Les méthodes de contrôles en couple comme notamment le DTC (Direct Torque Control) ou le MPC (Model Predictive Control) sont souvent utilisées par exemple dans CORBÈRES et al., 2021.

Pour résumer, les deux méthodes de contrôle en impédance et admittance sont les plus utilisées et permettent de contrôler efficacement le système souhaité. Ces dernières ont été comparées dans RAMUZAT et al., 2021. Le contrôle en position a présenté de bons résultats en terme d'énergie consommée et de passivité. Le contrôle en couple présente quant à lui de meilleurs résultats en terme de contrôle de trajectoire. Les deux contrôles ont permis d'avoir un comportement correct du robot étudié dans ce papier. De plus, les systèmes sur lesquels les contrôles vont se réaliser sont tout aussi cruciaux à déterminer et à modéliser.

Interaction avec l'Humain

Les méthodes de contrôle établies, il est intéressant de déterminer quelle va être l'interaction avec l'humain car l'interaction humain-robot ou Humain-Machine (IHM) est essentielle.

Il est d'abord crucial de connaître la nature de la tâche à réaliser par l'exosquelette et l'humain. En se basant sur JARRASSÉ et al., 2013 et dans le cas de cette thèse, il s'agit davantage d'une tâche interactive agoniste : les deux agents (humain et exosquelette) réalisent une même tâche pour aboutir à une finalité commune. Outre la

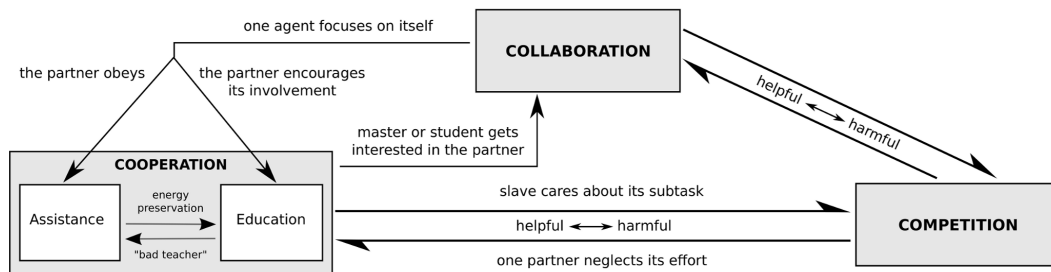


Figure 1.10 – Répartition des interactions humain-robot. **Source** : JARRASSÉ et al., 2013

tâche, on peut s'intéresser au comportement souhaité des agents entre eux présenté dans la Figure 1.10. On parle de **collaboration** quand les deux agents essaient de développer une solution commune pour résoudre un problème : il s'agit d'un comportement plutôt symétrique dont les rôles n'ont pas été initialement définis mais qui correspondent à ceux issus d'une interaction précédente par exemple. Ce comportement est différent de celui de la **coopération** notamment sur la répartition des rôles des agents qui est faite cette fois-ci en amont de la tâche et qui n'est pas remise en question. Il s'agit ici davantage d'un comportement asymétrique. Au sein de la coopération, deux interactions s'opposent : l'éducation et l'assistance. On appelle éducation la relation qui considère un agent comme étant "professeur" et qui cherche à rendre de plus en plus indépendant le second agent qui est "l'élève". Le professeur va quant à lui minimiser ses efforts pour pousser l'élève à se dépasser afin qu'à terme il puisse se passer de lui. Dans la relation d'assistance souvent appelé "Master-Slave" dans la littérature, le maître qui peut être considéré comme un "mauvais professeur" ne considère que son erreur par rapport à la référence. L'autre agent, "l'esclave", ne prend en compte que les besoins du maître. Il s'agit ainsi d'une relation asymétrique où le but n'est pas de minimiser l'effort commun mais plus celui d'un agent. Deux choix s'offrent donc à nous : l'assistance ou l'éducation. On peut

supposer que la partie assistance pourrait être utilisée dans les débuts de l'interaction avec le patient pour lui montrer les mouvements corrects (relation maître/esclave). La partie éducation pourrait se retrouver par la suite sur le long terme afin de maximiser l'indépendance du patient, de le challenger et d'améliorer ses capacités.

Ces méthodes d'interaction et de contrôle ont été explicitées dans PROIETTI et al., 2016 et présentées dans la Figure 1.11 où on y définit 3 grandes stratégies globales :

- Assistance : le robot supporte le poids du membre handicapé et fournit des forces pour accomplir la tâche.
- Correction : situation d'habilitation dans laquelle le robot n'agit que lorsque le patient n'exécute pas correctement le mouvement. Contrairement à l'assistance, la correction n'aide pas le patient à réaliser la tâche.
- Résistance : représente les techniques dans lesquelles le robot oppose des forces au mouvement pour rendre la tâche plus complexe pour le sujet.

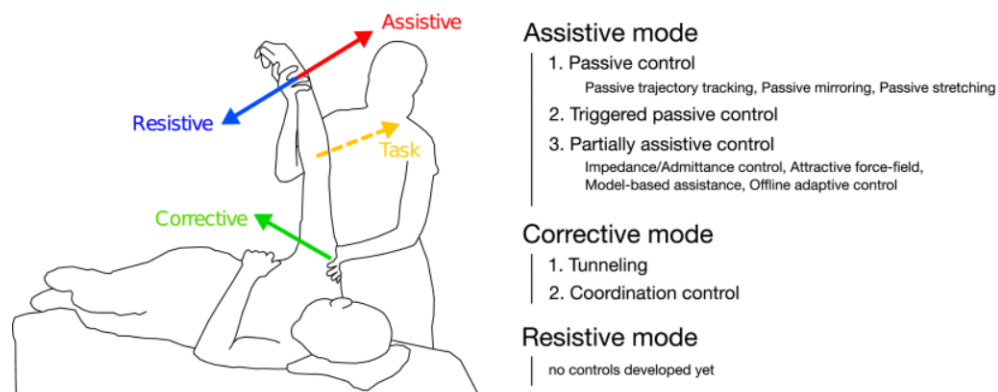


Figure 1.11 – Principales méthodes de contrôles. **Source** : PROIETTI et al., 2016

L'assistance et la correction sont les deux méthodes envisageables dans le cadre de cette thèse. La résistance ne sera envisageable que lorsque le patient aura atteint une motricité suffisante pour renforcer ses acquis moteurs. Dans le cadre de l'assistance, différentes méthodes de contrôle sont disponibles notamment le contrôle passif avec un suivi de trajectoire : le moyen le plus simple de contrôler le mouvement d'exosquelette de manière rigide le long d'une trajectoire de référence souhaitée grâce à un contrôle de rétroaction de position avec des gains correctifs élevés. L'utilisation d'un asservissement proportionnel-intégral-dérivé (PID), qui régule généralement la position ou la force d'interaction le long d'une référence connue (par exemple, une

trajectoire ou un modèle de champ de force), et qui peut être appliqué soit à l'articulation, soit à le niveau de l'effecteur final est une méthode commune de réaliser ce contrôle. Les contrôleurs d'assistance sont généralement alimentés avec des trajectoires souhaitées, donc des profils de vitesse dépendant du temps.

La stratégie corrective pure est liée à l'idée d'indépendance temporelle des références, par exemple en alimentant les contrôleurs avec le chemin souhaité au lieu de la trajectoire. Un des modes de correction est la correction par le biais d'un tunnel : le but est de créer des canaux virtuels pour l'effecteur terminal (les articulations de l'exosquelette). S'il sort des canaux, la commande de rétroaction le ramène dans le canal, comme si une impédance à ressort était attachée du membre au centre du canal virtuel. Ainsi, en fonction des besoins et des situations, il est important de déterminer l'enchaînement d'interactions que l'on souhaite avoir avec le patient et les méthodes d'asservissement à tester afin de créer un ensemble cohérent pour améliorer la pathologie du sujet en prenant en compte son évolution.

En résumé

Au cours de cet état de l'art des méthodes de contrôles et d'interactions, on peut constater que certains problèmes peuvent être rencontrés indépendamment de la méthode choisie.

- Générer des références de mouvement correctes et précises
- Indépendance temporelle des données en finalité du projet
- Obtenir un nombre de sujets assez importants pour avoir une base de données complète (pathologiques et saines)
- S'adapter à l'évolution du sujet et à ses besoins/attentes/retours

1.5 Problématique et démarche retenue

Cette thèse s'inscrit dans le projet "EXOKID", visant à concevoir un exosquelette pédiatrique afin d'aider les jeunes enfants souffrant de paralysie cérébrale (PC) dans l'apprentissage de la marche. Le but final du projet est de concevoir un exosquelette personnalisé à anthropométrie adaptée à l'enfant atteint de paralysie cérébrale.

Même si ce n'est pas le seul symptôme altérant la marche des enfants atteints de PC, la spasticité est le symptôme le plus handicapant dans leur motricité car elle contrarie le couplage entre les muscles agonistes et antagonistes. Ce travail de thèse se focalise donc sur cette caractéristique.

Dans le cadre de cette thèse, les objectifs sont de :

- comprendre l'impact de la paralysie cérébrale spastique sur la marche,
- caractériser et modéliser cette marche pathologique,
- définir les boucles de contrôle d'un exosquelette théorique visant à corriger le schéma de marche pathologique
- modéliser l'interaction entre l'enfant atteint de PC et l'exosquelette afin d'améliorer la cinématique de marche de l'enfant spastique.

L'originalité de cette thèse repose sur l'étude de deux sœurs jumelles nommées C et H de 9 ans :

- C est atteinte d'une paralysie cérébrale spastique diplégique avec un score GMFCS de 2, donc avec une mobilité existante mais notablement altérée. Cette faible atteinte motrice de C a facilité la réalisation d'une acquisition de marche afin d'obtenir les données nécessaires pour modéliser le comportement spastique du sujet.
- H ne présente aucune déficience motrice.

Le fait d'avoir choisi deux jumelles permet de nous assurer qu'elles possèdent des anthropométries semblables et donc de pouvoir utiliser la jumelle saine (H), comme référence pour la jumelle pathologique (C). Des mesures sur d'autres sujets étaient envisagées dans cette étude, mais le contexte sanitaire subi lors de cette thèse a compromis la possibilité de réaliser des expérimentations en grand nombre. L'étude se focalisera uniquement sur deux sujets et sera donc personnalisée.

Ce travail de thèse a été réalisé en suivant la logique incrémentale suivante, à l'image du plan du manuscrit :

1. Les paramètres anthropométriques d'enfants ont été déterminés afin de fournir les valeurs réalistes pour les modélisations des parties suivantes (Chapitre 2).
2. La spasticité du groupe musculaire d'une articulation de genou a été caractérisée, modélisée, identifiée à partir d'expériences de type "Pendulum Drop Test", réalisées sur C (encadrées par des professionnels de santé). Cette modélisation a été exploitée pour un premier contrôle d'un modèle simplifié d'exosquelette lié au membre inférieur spastique réduit à un degré de liberté (Chapitre 3).
3. Les données de marche (cinématiques, dynamiques, EMG) ont été obtenues à partir d'une Analyse Quantifiée de la Marche (AQM) sur C et H afin de modéliser une marche pathologique complète. Une modélisation du couplage et de l'interaction entre le système "Humain" et "Exosquelette" pendant un cycle de marche a été réalisée afin de faire converger la marche pathologique vers une marche saine au travers du contrôle de l'exosquelette (Chapitre 4).

4. Enfin, un rapide récapitulatif, suivi par les perspectives, aborde certains points non traités dans le cadre de cette thèse (Chapitre 5).
5. Les annexes, présentes à la fin de ce manuscrit, traitent de certains exosquelettes présents sur le marché international, ceux développés dans le cadre de la recherche. Ces annexes comprennent aussi des tableaux cités dans ce manuscrit. (Annexe, Chapitre 6).

Chapitre 2

Paramètres anthropométriques

Sommaire

Ce chapitre traite de comparaisons entre des tables anthropométriques adultes et enfants mais aussi entre des données expérimentales enfants et des tables anthropométriques enfants. L'intérêt de ce chapitre est de justifier l'utilisation de certaines tables pour définir des paramètres anthropométriques enfants.

2.1 Pourquoi s'y intéresser ?

Il existe dans la littérature un manque de connaissances sur les paramètres d'inertie des segments corporels (Body Segment Inertial Parameters (BSIP)) pour des enfants en bas âge notamment allant de 4 à 15 ans. Pourtant, ces données sont fondamentales pour étudier la dynamique du système musculo-squelettique sain et pathologique. En effet, dans le cadre de cette thèse où les sujets étudiés ont 9 ans, il est primordial d'obtenir des données telles que la masse des membres ainsi que d'autres paramètres comme les moments d'inertie afin de définir un modèle précis de leur marche. Une façon courante d'obtenir les BSIP est d'utiliser des équations de régression, notamment dépendantes de l'âge, de la masse et de la taille des sujets, issues de tables anthropométriques. Néanmoins, la plupart d'entre elles sont basées sur des données d'adultes ou sont basées sur des données d'enfants mais sont incomplètes. Dans cette étude, certains BSIP (distribution de masse, centres de masses et moments d'inertie transversaux) issues de tables anthropométriques d'adultes ont été comparées aux mêmes BSIP extraites d'une table anthropométrique d'enfants. Le but de l'étude est de valider ou définir les conditions d'utilisation de tables anthropométriques issues de données adultes afin de calculer les BSIP d'enfants manquants.

Dans cette optique, nous nous sommes intéressés à la différence relative existante entre des tables anthropométriques d'adultes avec la table anthropométrique d'enfants de JENSEN, 1986 a été déterminée pour chacun de ces BSIP.

Dans un second temps, une comparaison de la table anthropométrique de JENSEN, 1986 avec les données anthropométriques des deux jumelles (C, atteinte de PC et H) est réalisée afin de connaître l'écart existant entre cette table que l'on considère comme référence et les données des jumelles extraites du logiciel OpenSim (DELP et al., 2007) lors de leurs acquisitions de marche. Cet écart permettra de mieux définir si cette table est cohérente pour des enfants pathologiques et quelle serait la confiance à mettre dans ces paramètres. Nous pouvons faire l'hypothèse que les tables d'enfants sains ne sont pas adaptées aux enfants atteints de pathologies car celles-ci affectent la composition des segments corporels.

2.2 Comparaison de tables anthropométriques d'adultes et d'enfants

Les paramètres d'inertie des segments du corps (BSIP), et en particulier les masses des segments, les moments d'inertie, les positions des centres de masse (Center of Mass (CoM)) ou les longueurs des segments, sont des paramètres essentiels pour calculer des paramètres cinétiques précis et de réaliser une dynamique inverse pour obtenir des données de couples articulaires. Ils permettent également l'analyse de l'équilibre pendant le mouvement humain ou la simulation du mouvement dynamique avec ou sans assistance additive comme les exosquelettes et une meilleure compréhension du contrôle moteur (AMIRI et al., 2019a). Il existe plusieurs façons de déterminer les paramètres BSIP. Dans une première approche, les auteurs ont utilisé une méthodologie personnalisée comme la calibration dynamique (BONNET et al., 2016), les modèles géométriques (HATZE, 1980) ou la technologie d'imagerie (PILLET et al., 2010) .

Cependant, la méthode la plus courante et la plus accessible pour obtenir des BSIP de sujets sains consiste à exploiter les tables anthropométriques obtenues en se basant sur la masse totale et la taille du sujet (DEMPSTER, 1955 ; CLAUSER et al., 1969) .

Lors de la comparaison de ces tables, des dissemblances ont été observées au niveau des populations étudiées (nombre de sujets, sexe, âge, etc...), du modèle de segment ou de la définition locale du repère du segment qui expliquent les différences entre ces tables. De plus, peu d'informations sont disponibles concernant les BSIP

pour les enfants ou les femmes car la plupart des tables anthropométriques étaient basées sur des adultes masculins de plus de 18 ans. Aussi, lors de l'analyse des tables pour les enfants, aucune d'entre elles ne fournit d'informations complètes sur les BSIP : longueurs des segments, emplacements du CoM le long des trois axes et matrice d'inertie complète avec des définitions précises du cadre de référence des segments. Ainsi, l'objectif principal de cette étude consiste à déterminer si les tables anthropométriques des adultes peuvent être utilisées pour déterminer les BSIP manquantes des enfants.

Pour atteindre cet objectif, la table anthropométrique la plus complète basée sur des données enfants (JENSEN, 1986) basée sur les données de JENSEN, 1978 a été comparée aux tables anthropométriques les plus utilisées et les plus complètes basées sur des données des adultes (DUMAS et WOJTSUCH, 2018 ajusté à partir des données de MCCONVILLE, 1981 et YOUNG et al., 1883 ; de LEVA, 1996 ajusté à partir des données de ZATSIORSKY et al., 1990 ; CLAUSER et al., 1969, CHANDLER et al., 1975 et DEMPSTER, 1955).

Paramètres anthropométriques étudiés et méthodes

Dans cette étude, trois paramètres anthropométriques, BSIP, ont été étudiés afin de réaliser cette comparaison : la masse des segments, la position du centre de masse (CoM) ainsi que le moment d'inertie autour de l'axe transversal. Les études de JENSEN, 1986, DUMAS et WOJTSUCH, 2018 et de LEVA, 1996 ont considéré un modèle humain à 16 segments, tandis que les études CLAUSER et al., 1969 et CHANDLER et al., 1975 ont considéré un modèle à 14 segments et DEMPSTER, 1955 un modèle à 17 segments pour déterminer les BSIP présentés dans leurs études. Dans un souci de standardisation afin de rendre la comparaison possible pour l'ensemble des segments, certains segments ont donc été regroupés. Par exemple, le thorax, l'abdomen et le bassin présentés dans certaines études comme DUMAS et WOJTSUCH, 2018 ont été regroupés pour permettre l'étude du tronc considéré comme un corps rigide dans d'autres études comme JENSEN, 1986. La masse du tronc est calculée comme la somme des trois segments précédents, la position du centre de masse comme le barycentre du système "Thorax/Abdomen/Pelvis" et le moment d'inertie transversal a été calculé en utilisant le théorème des axes parallèles ou "théorème de Huygens" en se basant sur les 3 segments le constituant. Dans cette étude, les trois BSIP ont été donc calculés et comparés en considérant un modèle comportant 14 segments.

L'étude de JENSEN, 1978 est basée sur 12 sujets garçons vivants âgés de 4 à 15 ans avec des types de corps hétérogènes (ectomorphe, mésomorphe et endomorphe) et étant suivis sur 3 ans pour un total de 36 observations. Les BSIP ont été estimés en utilisant la technique de la zone elliptique et une méthode de photogrammétrie. Concernant les tables anthropométriques des adultes, ZATSIORSKY et al., 1990 a mesuré les BSIP par gamma-scanner frontal sur 100 hommes (âge moyen : 23,8 ans ; masse moyenne : 73 kg ; taille moyenne : 1,74m) et 15 femmes (âge moyen : 19 ans ; masse moyenne : 61,9 kg ; taille moyenne : 1,73m). DEMPSTER, 1955 a mesuré les BSIP de 8 cadavres masculins (âge moyen : 68,5 ans ; masse moyenne : 61,1 kg ; taille moyenne : 1,69 m). McCONVILLE, 1981 et YOUNG et al., 1883 ont mesuré indirectement les BSIP par photogrammétrie sur 31 hommes (âge moyen : 27,5 ans ; masse moyenne : 77,3 kg ; taille moyenne : 1,77 m) et 46 femmes (âge moyen : 31,2 ans ; masse moyenne : 63,9 kg ; taille moyenne : 1,61 m). Pour CLAUSER et al., 1969, 13 cadavres masculins ont été disséqués en 14 segments (âge moyen : 49,3 ans ; masse moyenne : 66,52 kg ; stature moyenne : 1,72m). Pour CHANDLER et al., 1975 6 cadavres masculins ont été étudiés (âge moyen : 54,3 ans ; masse moyenne : 65,173 kg ; taille moyenne : 1,72 m). Les méthodes et techniques utilisées pour cette étude sont similaires à celles utilisées dans l'étude de CLAUSER et al., 1969.

Dans JENSEN, 1986, les trois paramètres BSIP ont été calculés en utilisant des équations de régression où l'âge est un paramètre variable. Ainsi, dans notre étude, des enfants virtuels âgés de 4 à 15 ans ont été créés sur la base des courbes de croissance d'enfants caucasiens (COMPUGROUP MEDICAL, 2018). Les caractéristiques des enfants virtuels sont présentées dans le tableau 2.1. Ces masses et tailles représentent la masse corporelle et la taille moyennes d'enfants utilisés dans cette étude pour chaque âge.

Concernant les tables anthropométriques des adultes, les paramètres BSIP sont constants et indépendants de l'âge. Les BSIP sont exprimés en proportion de la taille, de la masse des sujets mais aussi de la longueur de leurs membres.

Pour la comparaison de la distribution de la masse du segment, JENSEN, 1986 sera comparé avec DUMAS et WOJTSUCH, 2018, de LEVA, 1996, DEMPSTER, 1955, CLAUSER et al., 1969 et CHANDLER et al., 1975.

Pour la comparaison du moment d'inertie transversal du segment, JENSEN, 1986 sera comparé à DUMAS et WOJTSUCH, 2018, de LEVA, 1996, DEMPSTER, 1955 et CHANDLER et al., 1975.

2.2. COMPARAISON DE TABLES ANTHROPOMÉTRIQUES D'ADULTES ET D'ENFANTS 39

Âge (Ans)	Masse Homme (Kg)	Masse Femme (Kg)	Taille Homme (cm)	Taille Femme (cm)
4	16.5	16	104	103
5	18.7	18.3	111	110
6	20.8	20.7	117	116
7	23.5	23	123	122
8	26	26	129	128
9	29.2	29.3	135	134
10	32.7	32.5	140	140
11	37	36	145	146
12	40	41	151	152
13	45.3	46	157	158
14	51	50	164	161
15	56	52.7	169	162

Table 2.1 – Masse corporelle et taille moyennes pour des enfants allant de 4 à 15 ans, fille comme garçon, à partir des données issues de *COMPUGROUP MEDICAL*, 2018.

Pour la comparaison du centre de masse du segment, JENSEN, 1986 sera comparé avec DUMAS et WOJTSUCH, 2018, de LEVA, 1996, CHANDLER et al., 1975, DEMPSTER, 1955 et CLAUSER et al., 1969.

Afin de conserver une logique d'évolution, nous présenterons nos résultats pour chaque BSIP individuellement avant de conclure globalement sur l'ensemble des BSIP.

Distribution de la masse : Pour les tables anthropométriques adultes, la distribution de la masse des segments est exprimée pour chaque segment comme un pourcentage de la masse corporelle totale. Pour JENSEN, 1986, la distribution de la masse des segments a été calculée à l'aide d'équations de régression pour chaque segment en fonction de l'âge. Pour rappel, le tronc a été analysé comme un seul segment rigide.

Moment d'inertie transverse : CLAUSER et al., 1969 ne rapportant pas de données pour le moment d'inertie, elle n'a pas été considérée pour ce BSIP. Pour les tables anthropométriques adultes et JENSEN, 1986, le moment d'inertie, défini par rapport au centre de masse du segment, est exprimé à partir du rayon de giration du segment en pourcentage de la longueur du segment.

Centre de masse : Le centre de masse est défini pour l'ensemble des tables selon l'axe longitudinal comme un pourcentage de la longueur du segment par rapport à l'extrémité proximale du segment. CHANDLER et al., 1975 fournit des informations sur le centre de masse de chaque segment pour chaque sujet mais ne propose pas d'équations de régression pour ce BSIP. La moyenne de chaque segment pour tous

les sujets étudiés dans CHANDLER et al., 1975 a été calculée pour considérer cette table anthropométrique adulte.

Afin de quantifier l'écart entre les tables anthropométriques adultes et JENSEN, 1986, le calcul de la différence relative existante entre celles-ci est réalisé pour l'ensemble des BSIP considérés dans cette partie. L'équation 2.1 présente le calcul de la différence relative entre les tables adultes et JENSEN, 1986 dans le cas de la comparaison pour la masse des segments.

$$DifferenceRelative_{X_j} = \left(\sum_{n=1}^N \frac{|masse_{Jensen_n} - masse_{X_n}|}{masse_{Jensen_n}} \right) / N \quad (2.1)$$

avec :

j = la BSIP adulte étudiée ($j \in [1, 3]$)

N = le nombre de segments ($N=14$)

X = représentant le tableau anthropométrique adulte considéré ($X \in [1, 5]$).

La même méthode est utilisée pour la position du CoM et pour le moment d'inertie transverse des segments étudiés.

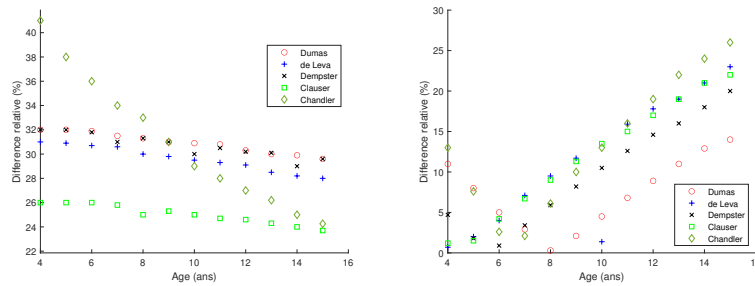
Résultats des comparaisons pour chaque BSIP.

Distribution de masse des segments Nos résultats pour les garçons montrent que la différence relative entre les tables anthropométriques adultes de DUMAS et WOJTSUCH, 2018, de LEVA, 1996, CHANDLER et al., 1975 et JENSEN, 1986 diminue de 4 à 15 ans pour la plupart des segments. A l'inverse, DEMPSTER, 1955 et CLAUSER et al., 1969 présentent respectivement une plus grande différence relative à 15 ans qu'à 4 ans ou une différence constante. La plus grande différence relative entre l'étude de JENSEN, 1986 et les tables anthropométriques pour adultes a été observée au niveau de la tête, des pieds et des mains, alors qu'elle est plus faible pour le tronc et la jambe pour les deux genres. La figure 2.1 présente la différence relative moyenne de la distribution de masse pour les tables adultes concernées pour la main et la jambe. La moyenne de la différence relative de la distribution de masse sur les 14 segments est de $22,2 \pm 4,2\%$ pour DUMAS et WOJTSUCH, 2018, $23 \pm 3,5\%$ pour de LEVA, 1996, $20,4 \pm 1,6\%$ pour DEMPSTER, 1955, $20,9 \pm 1,0\%$ pour CLAUSER et al., 1969 et $31,4 \pm 11,7\%$ pour CHANDLER et al., 1975. DUMAS et WOJTSUCH, 2018 est l'une des tables anthropométriques les plus proches de JENSEN, 1986 en ce qui concerne la différence relative moyenne pour tous les segments et la plus proche pour le tronc, la jambe, la cuisse et l'avant-bras (Tableau 2.2).

Table 2.2 – Différence relative moyenne entre les tables anthropométriques adultes et JENSEN, 1986 de 4 à 15 ans de la distribution de la masse des segments, pour tous les segments

Tables anthropométriques	Âge (ans)														
	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15			
DUMAS et WOJTSUCH, 2018 (%)	28.9	27.5	26.1	24.8	23.4	22.6	21.7	20.8	19.7	18.4	17.1	15.3			
de LEVA, 1996 (%)	28.9	27.1	25.6	24.8	24.01	23.34	22.6	21.9	20.9	19.8	17.5	17.4			
DEMPSTER, 1955 (%)	20.5	19.1	18.7	18.8	18.9	19.44	20.2	20.8	21.1	21.2	21.2	24.5			
CLAUSER et al., 1969 (%)	22.72	21.12	21.32	21.13	20.67	19.98	20.07	19.99	20.12	20.26	22.72	21.87			
CHANDLER et al., 1975(%)	57.2	48.1	41.1	34.9	30.9	27.29	25.6	24.06	22.9	21.57	21.52	21.5			

Figure 2.1 – Évolution de la différence relative de la distribution de masse de la main (gauche) et de la jambe (droite) pour les garçons allant de 4 à 15 ans.



Pour les filles, la différence relative moyenne est de $27,9 \pm 0,2\%$ pour la table de de LEVA, 1996 et de $36,6 \pm 0,5\%$ pour DUMAS et WOJTSUCH, 2018.

Moment d'inertie transverse La différence relative la plus élevée concerne le pied et la main pour toutes les tables anthropométriques adultes. Pour le pied, la différence relative moyenne pour l'étude DUMAS et WOJTSUCH, 2018 est d'environ $97,7 \pm 2,4\%$, pour l'étude de LEVA, 1996 de $5,8 \pm 1,3\%$, pour DEMPSTER, 1955 autour de $67 \pm 2\%$ et pour CHANDLER et al., 1975 autour de $1,1 \pm 0,8\%$.

Pour la main, la différence relative moyenne pour DUMAS et WOJTSUCH, 2018 est d'environ $137 \pm 0,6\%$, pour de LEVA, 1996 autour de $165 \pm 0,7\%$, pour DEMPSTER, 1955 autour de $25 \pm 0,7\%$ et pour CHANDLER et al., 1975 autour de $99 \pm 0,5\%$. En ce qui concerne la différence relative moyenne, parmi tous les segments, la table anthropométrique adulte la plus proche de la table de référence de JENSEN, 1986 est CHANDLER et al., 1975 avec une variabilité moyenne pour les données des hommes parmi tous les segments autour de $21 \pm 0,1\%$. Les tables de DUMAS et WOJTSUCH, 2018, de LEVA, 1996 et DEMPSTER, 1955 ont respectivement une variabilité moyenne de $33 \pm 0,3\%$, $28,6 \pm 0,2\%$ et $21,4 \pm 0,8\%$ (Tableau 2.3).

Centre de masse La figure 2.2 présente la différence relative concernant l'ensemble des tables adultes pour la main et la cuisse. La différence relative la plus élevée concerne la main et l'avant-bras, tandis qu'elle est plus faible pour le tronc, la jambe et la cuisse.

CLAUSER et al., 1969 et de LEVA, 1996 sont les tables anthropométriques les plus proches avec une différence relative moyenne entre tous les segments respectivement de $9,2 \pm 0,3\%$ et $11,2 \pm 0,4\%$. Pour DUMAS et WOJTSUCH, 2018, CHANDLER et al., 1975 et DEMPSTER, 1955, la différence relative moyenne est respectivement de $13,9 \pm 0,5\%$, $17 \pm 1,68$ et $11,3 \pm 0,2\%$ (Tableau 2.4).

Table 2.3 – Différence relative moyenne entre les tables anthropométriques adultes et JENSEN, 1986 de 4 à 15 ans du moment d'inertie transverse des segments, pour tous les segments

	Age (ans)														
	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15			
Tables anthropométriques															
DUMAS et WOJTSUCH, 2018 (%)	32.4	32.5	32.6	32.6	32.7	32.8	32.9	33	33.1	33.2	33.3	33.4			
de LEVA, 1996 (%)	28.3	28.4	28.46	28.5	28.57	28.6	28.7	28.73	28.8	28.83	28.87	28.92			
DEMPSTER, 1955 (%)	20.2	20.4	20.6	20.8	21.1	21.3	21.5	21.7	21.9	22.2	22.4	22.7			
CHANDLER et al., 1975(%)	21.4	21.3	21.28	21.24	21.19	21.15	21.11	21.07	21.05	21.10	21.15	21.2			

Table 2.4 – Variabilité moyenne entre les tableaux anthropométriques des adultes et JENSEN, 1986 de 4 à 15 ans concernant la position du centre de masse des segments, pour tous les segments

Tables anthropométriques	Age (ans)														
	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15			
DUMAS et WOJTSUCH, 2018 (%)	14.9	14.7	14.5	14.4	14.2	14.1	13.9	13.7	13.5	13.4	13.25	13.23			
de LEVA, 1996 (%)	10.74	10.7	10.8	10.9	10.9	11.1	11.2	11.4	11.5	11.7	11.8	11.9			
DEMPSTER, 1955 (%)	11.2	11.1	11.05	11.03	11.1	11.2	11.3	11.35	11.4	11.5	11.6	11.7			
CLAUSER et al., 1969 (%)	9.3	9.1	8.9	8.8	8.9	9	9.1	9.2	9.3	9.4	99.6	9.8			
CHANDLER et al., 1975 (%)	16,84	16,72	22,14	16,49	16,38	16,27	16,16	16,06	15,96	15,86	18,10	18,1			

Table 2.5 – Différence relative moyenne du centre de masse de chaque segment pour les hommes entre 4 et 15 ans pour DUMAS et WOJTSUCH, 2018, CLAUSER et al., 1969 et JENSEN, 1986.

Tables anthropométriques	Segments									
	Tête et cou	Tronc	Avant-bras	Bras	Main	Cuisse	Jambe	Pied		
DUMAS et WOJTSUCH, 2018 (%)	5.3	3.6	13.8	27.9	39.2	7.7	3.1	10		
CLAUSER et al., 1969 (%)	1.8	24.5	8.3	32.7	6.8	19.9	3.4	1.4		

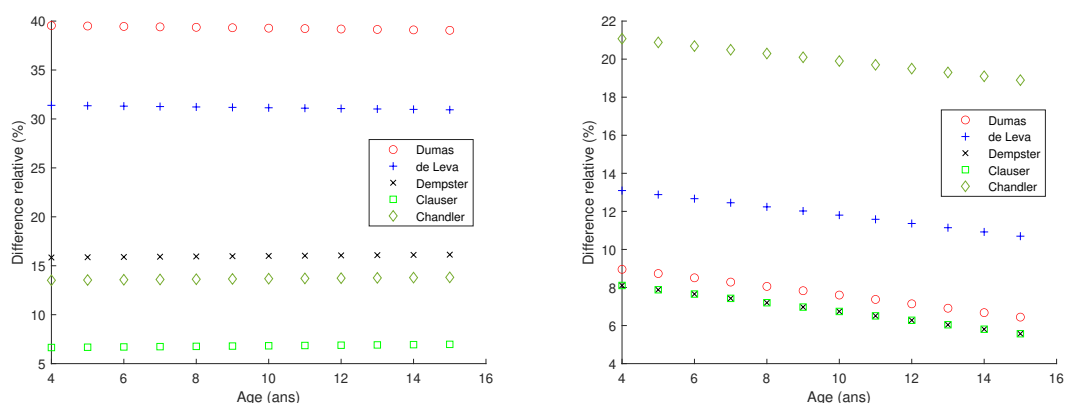


Figure 2.2 – Différence relative pour l'ensemble des tables adultes considérées pour la main (gauche) et la cuisse (droite).

DUMAS et WOJTSUCH, 2018 est la table la plus proche pour le tronc, la cuisse, la jambe et CLAUSER et al., 1969 est la plus proche pour le pied, la main et la tête (Table 2.5).

Pour les données concernant les filles, la différence relative moyenne a été calculée pour les études de LEVA, 1996 ($10,7 \pm 1,2\%$) et DUMAS et WOJTSUCH, 2018 ($15,3 \pm 0,9\%$) avec l'étude JENSEN, 1986.

Tous les BSIP Le tableau 2.6 quantifie l'écart entre une table anthropométrique adulte et une table anthropométrique enfant en considérant les données des garçons. Nous pouvons voir que la différence relative moyenne entre tous les segments et en considérant toutes les tables anthropométriques adultes est d'environ 19,54%. La table de DUMAS et WOJTSUCH, 2018 avec celle de CHANDLER et al., 1975 présentent la plus grande différence relative avec un écart-type important. La différence relative moyenne de CLAUSER et al., 1969 n'est pas représentative car certains BSIP sont manquants.

2.3 Comparaison de tables anthropométriques enfants avec les données d'enfants atteints de PC.

Une fois que l'on connaît la différence relative présente entre notre table de référence JENSEN, 1986 et d'autres tables plus complètes mais d'adultes, il convient de comparer cette même table avec des données expérimentales issues de l'étude

Table 2.6 – Différence relative moyenne de tous les BSIP entre les tableaux anthropométriques des adultes de DUMAS et WOJTSUCH, 2018, CLAUSER et al., 1969 CHANDLER et al., 1975, DEMPSTER, 1955, de LEVA, 1996 et l'étude JENSEN, 1986.

Tables anthropométriques	BSIPs					Différence relative moyenne
	Distribution de la masse	Moment d'inertie transverse	Centre de masse			
DUMAS et WOJTSUCH, 2018 (%)	22,2±4,2	33±0,3	13,9±0,5		23,03±9,5%	
CLAUSER et al., 1969 (%)	20,9±1,0	/	9,2±0,3		15,05±8,27%	
CHANDLER et al., 1975 (%)	31,4±11,7	21±0,1	17±1,68		23,13±7	
DEMPSTER, 1955 (%)	20,4±1,6	21,4±0,8	11,3±0,2		17,7±5,56	
de LEVA, 1996 (%)	23±3,5	28,6±0,2	11,2±0,4		20,93±8,88	

anthropométrique de nos deux sujets C et H.

2.3.1 Extraction des données de C et H

Afin de réaliser l'étude des systèmes musculo-squelettiques de C et H, nous avons utilisé le logiciel OpenSim (DELP et al., 2007) afin de mettre à l'échelle des jumelles un des modèles musculo-squelettique corps entier d'Opensim basé sur les données ajustées par DUMAS et WOJTSUCH, 2018 (MALDONADO et al., 2018). Les facteurs d'échelle ont été calculés sur la base de la distance entre les marqueurs passifs utilisés pendant l'expérience de MOCap et ceux du modèle. Les propriétés anthropométriques de chaque segment ont ensuite été mises à l'échelle en utilisant cette distance, la taille et la masse de chaque jumelles à l'âge de 7 ans (H - taille : 1,20m - masse : 20kg ; C - taille : 1,05m - masse : 17,6kg). Les données étudiées proviennent de l'analyse du modèle de MALDONADO et al., 2018 mis à l'échelle des jumelles. Ces données ont été comparées à la table de JENSEN, 1986.

2.3.2 Résultats de la comparaison entre les données de Jensen, 1986 et celles des jumelles

Distribution de masse La figure 2.3 montre que la plus grande différence relative de la distribution de masse est située au niveau de la tête (64% à 7 ans entre les études de Jensen et H., 70% entre Jensen et C) et de la main (27% entre Jensen et H, 36% entre Jensen et C) comme présenté dans la figure 2.3. La différence relative moyenne entre la distribution de masse des segments de C et celle issue de l'étude de JENSEN, 1986 est de 20% et entre celle de H et l'étude de Jensen de 13%. Les résultats montrent que la distribution de masse de la tête, des mains et des pieds est plus difficile à approcher en utilisant les tables anthropométriques et le modèle Opensim que les autres segments. Ils montrent également qu'en utilisant la méthode de mise à l'échelle du logiciel Opensim, dans le cas de certains segments comme le tronc, C a une distribution de masse inférieure à celle de sa sœur H et également inférieure à la valeur obtenue par les études de Jensen. De plus, la différence relative, à l'exception de la tête, est assez faible.

Position du centre de masse En ce qui concerne la position du centre de masse, nous avons observé une différence relative plus élevée pour C. que pour H. (10.5% vs 8.7%). De plus, pour certains segments, C. a une différence relative plus faible que H comme nous pouvons le voir dans le tableau 2.7

2.3. COMPARAISON DE TABLES ANTHROPOMÉTRIQUES ENFANTS AVEC LES DONNÉES I

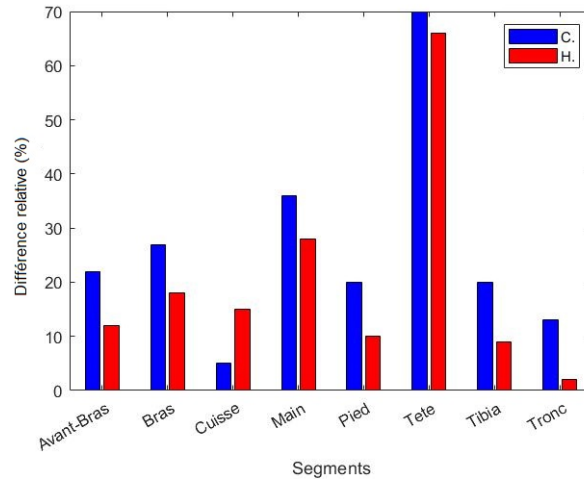


Figure 2.3 – Différence relative de la distribution de masse par segment pour C. et H. à l'âge de 7 ans en comparaison avec JENSEN, 1986

Segments	Différence relative moyenne de la position du centre de masse	
	C.	H.
Tronc	15.3	6.7
Main	13	18
Pied	19.6	11.1
Cuisse	7	10
Jambe	1.3	2.3
Bras	18.2	3.2
Avant-bras	2.7	5.9
Tête	6.4	12

Table 2.7 – Différence relative moyenne (en %) de la position du centre de masse pour tous les segments obtenue pour C. et H. (à 7 ans) comparée à la table de JENSEN, 1986

Moment d'inertie transverse Pour le moment d'inertie, nous avons observé une plus grande différence relative pour C. par rapport à H. (30.9% vs 19.5%) . La main et le pied présentent là aussi une plus grande différence relative que les autres membres comme ce que l'on peut voir dans le tableau 2.8.

Segments	Différence relative moyenne du moment d'inertie	
	C.	H.
Tronc	27.6	17.2
Main	106.8	79.3
Pied	35.2	11.9
Cuisse	24.8	7.9
Jambe	2.1	1.8
Bras	6.7	6.7
Avant-bras	25.4	11.5
Tête	19.3	22.6

Table 2.8 – Différence relative moyenne (en %) du moment d'inertie pour tous les segments obtenue pour C. et H. (à 7 ans) comparée à la table de JENSEN, 1986

2.4 Discussions

En ce qui concerne la distribution de la masse des segments, la différence relative entre les tables anthropométriques des adultes et celles de JENSEN, 1986 diminue de 4 à 15 ans, ce qui était prévisible car 15 ans est un âge plus proche de l'âge adulte. On ne retrouve pas ce résultat pour DEMPSTER, 1955 et CLAUSER et al., 1969. Cela peut s'expliquer par des différences relatives moyennes plus élevées pour le tronc, la main et le pied à 15 ans qu'à 4 ans pour les deux tables. Les segments distaux présentent également une plus grande différence relative pour toutes les tables anthropométriques des adultes par rapport aux autres segments.

Pour le moment d'inertie transverse des segments, les segments distaux présentent la plus grande différence relative (pied et tête surtout). La différence relative est plus élevée chez les femmes que chez les hommes en considérant uniquement les études de DUMAS et WOJTSUCH, 2018 et de LEVA, 1996. On peut noter qu'il était important ici de considérer le repère de référence local dans lequel le moment d'inertie transverse des segments a été calculé, c'est-à-dire la façon dont les axes ont été décrits et à partir de quelle extrémité (proximale ou distale) du segment il a été défini.

Pour le centre de masse des segments, la position diffère selon les segments observés. Différents facteurs peuvent avoir un impact sur le résultat et l'un d'entre eux est la puberté et la façon dont le corps se développe pendant celle-ci. Selon BUSSCHER

et al., 2011, les extrémités (mains et pieds) sont les premières à se développer, suivies par les jambes et les bras. Cela peut être une explication possible des difficultés à calculer les BSIP pour les extrémités. Il n'existe pas de table anthropométrique basée sur des données adultes qui soit proche de l'étude de JENSEN, 1986 pour l'ensemble des BSIP étudiés dans cette étude. DUMAS et WOJTSUCH, 2018 présente la plus faible différence relative pour la distribution de masse, de LEVA, 1996 pour la position du CoM et CHANDLER et al., 1975 pour le moment d'inertie transverse sur l'ensemble de tous les âges et pour tous les segments. En ce qui concerne la comparaison des données de paramètres inertiels des jumelles issus du modèle OpenSim avec la table anthropométrique de JENSEN, 1986, nous observons une plus grande différence relative pour l'enfant C. pour les trois BSIP. Ce résultat justifie le choix de tables adaptées pour étudier les enfants pathologiques. D'autres remarques faites dans la comparaison entre tables anthropométriques adultes et enfants ont été retrouvées comme la difficulté d'obtenir des paramètres inertiels concordants et optimaux pour les segments distaux (main et pied). On remarque aussi que pour C, les données d'enfants d'âge 1 an inférieur à l'âge de C correspondent davantage à ses données. Cela est probablement dû à un retard de croissance dû à la pathologie.

2.4.1 Limites

Une des limites de cette étude est due au choix des tables anthropométriques étudiées. JENSEN, 1986 a été considéré comme notre référence pour la table anthropométrique de l'enfant et a été comparé à 5 tables anthropométriques spécifiques pour les adultes. Les résultats ne peuvent pas être généralisés aux autres tables anthropométriques publiées. Certaines d'entre elles ne portent que sur certains BSIP et n'ont pas été incluses dans la comparaison. De plus, comme expliqué précédemment, la plupart des tables anthropométriques considérées ici sont basées sur des données masculines et peu d'entre elles prennent en compte les femmes. Des erreurs sont introduites lors de la comparaison entre JENSEN, 1986 et DUMAS et WOJTSUCH, 2018 pour les données féminines car JENSEN, 1986 ne considère que les données masculines. JENSEN, 1986 a pour vocation de fournir des informations concernant les paramètres inertiels des enfants. On suppose ainsi que le but de JENSEN, 1986 peut être étendu à des enfants de sexe féminin. De plus, la différence de taille et de poids moyens entre les deux genres (Tableau 2.1) est relative faible et commence à s'accroître avec la puberté (5% d'écart pour la masse et à 4% pour la taille à 15 ans). Enfin, cette comparaison considère des tables anthropométriques avec différents modèles de segments. Cette comparaison a nécessité certains calculs et ajustements pour rassembler les différents segments afin d'obtenir des données pour

le tronc ce qui a pu introduire certaines approximations ou erreurs. Évidemment, si une table anthropométrique adulte possède une grande différence relative concernant un paramètre inertiel par rapport à JENSEN, 1986, elle ne doit pas être mise à l'écart pour l'ensemble des autres paramètres inertiels.

2.4.2 Conclusions

Concernant la comparaison des tables anthropométriques adultes et enfants, en considérant les résultats globaux, de LEVA, 1996 et DUMAS et WOJTSUCH, 2018 sont les études les plus intéressantes pour déterminer d'autres paramètres inertiels. De plus, ces tables sont plus complètes car elles expriment aussi chaque BSIP en fonction du sexe contrairement à CLAUSER et al., 1969.

Concernant la comparaison des données issues de jumelles C et H et JENSEN, 1986, on observe une plus grande différence entre JENSEN, 1986 avec l'enfant pathologique qu'avec l'enfant sain.

2.4.3 Futurs travaux

Les travaux à venir permettront de comparer d'autres paramètres de BSIP comme la longueur des segments. D'autres tables anthropométriques adultes peuvent également être ajoutées à cette comparaison.

Enfin, nos résultats pourraient également être étendus aux enfants en sous-poids (indice de masse corporelle, IMC, $\leq 18,5$) et en surpoids ($IMC \geq 25$). Les résultats et la différence relative pourraient être très différents, notamment sur la distribution de la masse des segments.

En résumé

Cette étude vise à quantifier la différence relative pour trois BSIP (moment d'inertie transverse, centre de masse le long de l'axe longitudinal et distribution de la masse) entre quelques tables anthropométriques d'adultes et une table anthropométrique d'enfants considérée comme notre référence.

On observe qu'il n'existe pas de table anthropométrique adulte optimale pour l'ensemble des BSIP enfant. Cette étude peut aider les chercheurs à trouver certains BSIP manquants dans les tables anthropométriques des enfants en utilisant les tables anthropométriques des adultes pour chaque segment en tenant compte de l'écart existant. D'autres paramètres inertiels peuvent donc être trouvés et étudiés tels que :

- les produits d'inertie ;
- les moments d'inertie (selon l'axe antéro-postérieur et l'axe médio-latéral) ;
- la longueur des segments ;
- le CoM défini selon l'axe antéro-postérieur et l'axe médio-latéral.

Publications

- S. Otmani, M. Marchitto, G. Michon & B. Watier (2020). Comparison of adults and children anthropometric tables : mass segment distribution, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 23 :sup1, S209-S211, DOI :10.1080/10255842.2020.1813430
- S. Otmani, M. Marchitto, G. Michon & B. Watier (2021). Comparison of adults and children anthropometric tables : center of mass and moment of inertia, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24 :sup1, S130-S131, DOI : 10.1080/10255842.2021.1978758
- S. Otmani, G. Michon & B. Watier (2022). Use of adult anthropometric tables to estimate children BSIP, *International Biomechanics* (**Seconde révision en cours**)

Chapitre 3

Modélisation, interaction et contrôle à 1DDL

Sommaire

Ce chapitre traite des expérimentations et des modélisations obtenues suite à des expériences de types "Pendulum drop test" comme défini dans la partie bibliographie sur les deux sujets C et H. Il a pour but de servir de tremplin et d'amorce pour les modélisations de la spasticité ainsi que son contrôle.

3.1 Introduction

Après avoir choisi les tables anthropométriques utiles et pertinentes dans la définition de paramètres inertiels (BSIP), la modélisation d'un comportement spastique est la prochaine étape ainsi que l'objectif de ce chapitre. Comme défini plus tôt, la paralysie cérébrale spastique est une pathologie caractérisée par un état dans lequel il y a une augmentation anormale du tonus musculaire ou de la raideur musculaire, qui peut interférer avec les mouvements, la marche et la parole et pouvant causer une gêne ou une douleur. Elle crée des réflexes pathologiques et involontaires. La spasticité est connue pour être une "réponse hypersensible, dépendante de la vitesse, à l'étirement passif du muscle" et également dépendante de la position d'après DIMITRIJEVIC, 1985 et HUO et al., 2021.

Un des moyens connus et souvent retrouvés dans la littérature afin de caractériser la spasticité est le "Pendulum Drop Test". Il a été développé pour la première fois par WARTENBERG, 1951. Cette méthode a été utilisée dans BAJD et BOWMAN, 1982 mais aussi dans FEE et FOULDS, 2004 pour calculer la trajectoire angulaire du ge-

nou de trois frères, dont deux souffraient de paralysie cérébrale. Dans ce chapitre, nous nous intéressons tout d’abord à la modélisation de l’effet de la spasticité sur un pendulum drop test d’une fille de 9 ans (C) qui a, pour rappel, une PC avec un niveau GMFCS de 2.

Ensuite, nous proposons de contrôler la trajectoire angulaire de l’articulation du genou spastique en contrôlant un exosquelette lié à l’humain par le biais d’un système passif ressort-amortisseur. L’exosquelette est contrôlé par impédance en utilisant un contrôleur PID. Afin de réaliser ce contrôle, il a été donc nécessaire de lier les deux systèmes humain et exosquelette par un couplage défini comme une interface ressort-amortisseur pour modéliser l’interaction entre le système ”Humain” et le système ”Exosquelette”.

3.2 Expérimentation du pendulum drop test

3.2.1 Sujets étudiés

Deux sœurs jumelles de 9 ans, l’une atteinte d’une paralysie cérébrale spastique (C) et l’autre saine (H) sans aucune déficience, ont effectué un Pendulum Drop Test. Afin de calculer les modèles représentant les mouvements de C et H, les paramètres anthropométriques des jumelles sont nécessaires. Les masses des segments ont été calculées en utilisant les équations de régression de JENSEN, 1986 pour des enfants de 9 ans. Les autres paramètres (Taille, Masse Corporelle et Longueur des segments) ont été obtenus par mesure manuelle lors de l’expérimentation. La différence moyenne entre les deux anthropométries est d’environ 11,2% (voir la colonne ”Ecart entre H et C” de la Table 3.1).

Table 3.1 – *Anthropométrie des deux jumelles*

Paramètres	H	C	Écart entre H et C (%)
Taille (cm)	134	123	8.2
Masse corporelle (kg)	25	22	12
Longueur de la jambe (cm)	32	28	12.5
Masse de la jambe (kg)	1.25	1.1	12
Masse du pied (kg)	0.52	0.46	11.5

3.2.2 Matériel d’expérimentation

Le Pendulum Drop Test, basé sur le système EduExo (Robotic Exoskeleton Kit) est réalisé afin d’obtenir les données cinématiques et EMG. Le système est composé de supports ”cuisse” et ”jambe” correspondants à des interfaces imprimées en

3D intégrant des capteurs d'angle comme présenté dans la figure 3.1. Deux cap-

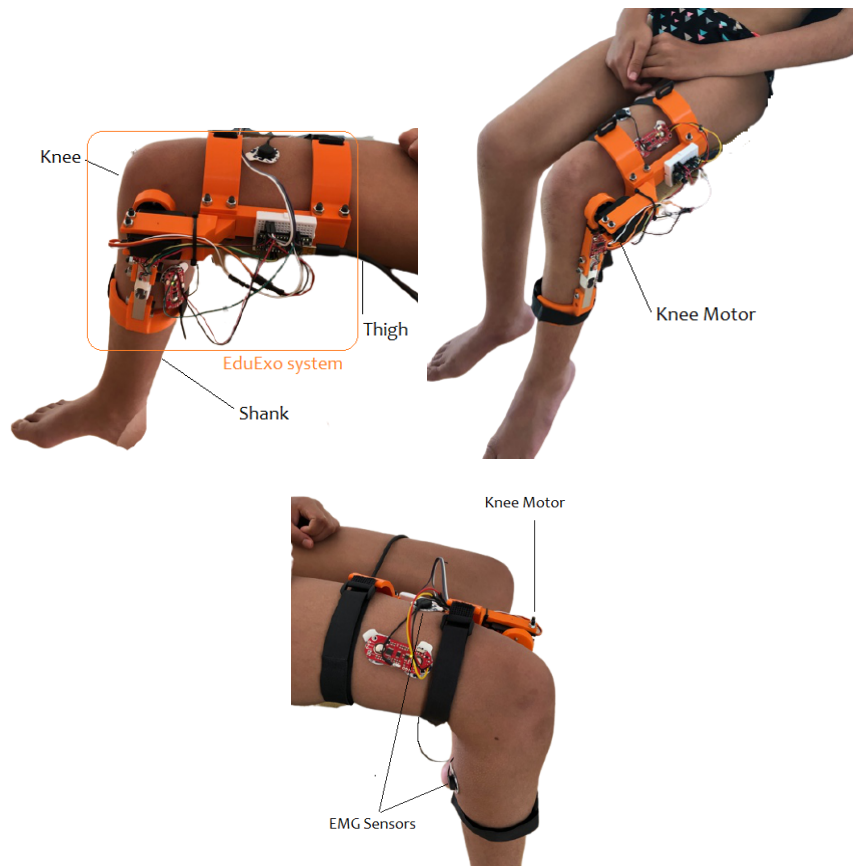


Figure 3.1 – Vue d'ensemble du matériel EduExo sur la jambe d'un enfant.

teurs ElectroMyoGrams (EMG) (MyoWare de SparkFun) sont ajoutés pour étudier l'activité musculaire. Les capteurs EMG ont été placés les muscles gastrocnémiens médial et vaste latéral qui sont des muscles fléchisseurs et extenseurs de l'articulation du genou selon les recommandations du SENIAM (HERMENS et al., 2000). Les positions angulaires du genou et les signaux EMG sont mesurés à une fréquence d'échantillonnage de 70 Hz (FEE et FOULDS, 2004).

Avant la collecte des données, nous avons obtenu le consentement éclairé et l'autorisation des parents et des jumelles. Les parents ont également signé un accord éclairé selon lequel la Déclaration d'Helsinki est respectée pendant l'expérience. Le Pendulum Drop Test vise à déterminer le déplacement angulaire du genou. Afin de réaliser cette expérience, chaque enfant est assis sur une table, ce qui permet aux jambes de pivoter librement autour du genou. Ensuite, l'expérimentateur déplace passivement la jambe en rotation jusqu'à un certain angle souhaité qui correspond à la condition de position initiale. On a demandé aux enfants de ne pas participer activement au mouvement pendant l'acquisition. Ce Pendulum Drop Test est utilisé pour caractériser la dynamique passive d'un genou spastique en étudiant le

mouvement pendulaire du genou dû à la gravité.

3.2.3 Conditions initiales des expérimentations.

Deux types d'acquisition sont enregistrés, en extension (e) et en flexion (f) avec les conditions initiales suivantes : $\Theta_0 \approx \pm 25^\circ$ ($\Theta_0 = 0^\circ$ correspondant à la jambe perpendiculaire au sol) and $\Theta'_0 = 0^\circ \cdot s^{-1}$. L'extension complète n'étant pas possible pour C, la condition initiale a été choisie en fonction des capacités d'extension de son genou spastique.

3.2.4 Données pendules présentées

Deux pendulum drop test sont présentés ici pour chaque jumelle H et C :

- L'un avec le début en extension (Pendule 1 pour H et pour C).
- L'autre avec le début en flexion (Pendule 2 pour H et pour C).

3.3 Modélisation de la spasticité

3.3.1 Modèles de spasticité existants

Dans BAJD et BOWMAN, 1982, un modèle de pendule a été réalisé en se basant sur les données cinématiques de 15 patients dont 11 complètement paraplégiques ou quadriplégiques mais aussi sur des données EMGs des quadriceps de ces patients. La spasticité est modélisée au niveau du genou par un couple représentatif de l'hypertonie musculaire et le modèle de la jambe en lui-même donne une équation différentielle dépendante des paramètres visco-élastiques des muscles agonistes et antagonistes du genou (Equation 3.1).

$$T_h = J\ddot{\Theta} + B\dot{\Theta} + K\Theta + mg\frac{l}{2}\sin(\Theta) \quad (3.1)$$

avec :

- J : moment d'inertie appliqué au niveau du genou
- B : coefficient d'amortissement
- K : coefficient d'élasticité
- Θ : angle du genou
- T_h : couple représentatif de l'hypertonie musculaire
- m, l : la masse et la longueur de la jambe

Les paramètres B et K représentent les caractères élastiques et visqueux amortis qui ont été identifiés à partir des résultats expérimentaux.

Dans HE et al., 1997, l'accent a été davantage mis sur la contribution des muscles et tendons lors de la spasticité en décomposant le modèle en 3 parties distinctes : la dynamique de la jambe, un modèle de muscle ainsi qu'un profil d'activation de motoneurone. Les paramètres définissant leur modèle de muscle sont issus notamment de ZAJAC, 1989 et du modèle de HILL, 1938.

D'autres auteurs se sont intéressés à la définition de modèle musculaire agonistes-antagonistes comme RICHTER et WARNER, 2017 en se basant sur un modèle de HILL, 1938 (Figure 3.2).

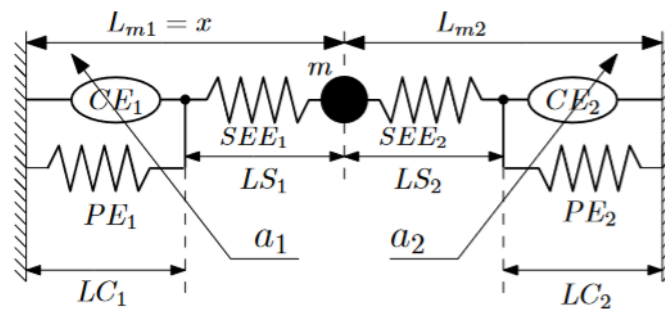


Figure 3.2 – Modèle représentant un système de muscles agonistes (1) et antagonistes (2) basé sur le modèle de HILL, 1938. CE , SEE et PE représentent les éléments contractiles, élastiques en série et élastiques parallèles du modèle musculaire de Hill. Les longueurs associées à chacun de ces éléments sont aussi précisées. **Source** : RICHTER et WARNER, 2017

Dans VAN DER KROGT et al., 2016, un modèle de spasticité a été défini sans réaliser de "pendulum drop test" mais en réalisant des mouvements lents puis rapides afin de caractériser la spasticité. En recréant un modèle musculosquelettique du genou sur le logiciel OpenSim et en utilisant les données expérimentales (forces appliquées, cinématiques, EMGs,...), un modèle de spasticité a été créé incluant notamment un contrôleur en vitesse. La détermination des paramètres visco-élastiques de certains muscles d'intérêts comme les quadriceps a été réalisée.

Dans LIN et RYMER, 1991, l'accent a été davantage mis sur la contribution des paramètres d'amortissement (damping) et de raideur (stiffness) qui deviennent dépendants du temps et des activations musculaires pour modéliser au mieux le comportement sain et varient afin de mieux modéliser le comportement spastique. Le modèle de spasticité de LIN et RYMER, 1991 se base en partie sur les travaux de BAJD et BOWMAN, 1982. Afin de représenter le couple généré par le membre spastique, une

fonction imposée est générée de telle sorte que lorsque l'on détecte une activité musculaire, la valeur soit conservée entre $10Nm$ et $30Nm$ pour qu'elle retombe à $0Nm$ lorsque le signal disparaît. L'intérêt de ce couple est d'inclure des termes représentant des contractions musculaires coïncidant avec les données EMGs issues du membre spastique pour être davantage représentatif de la réalité.

En s'appuyant sur les travaux de BAJD et VODOVNIK, 1984, LE CAVORZIN et al., 2001 redéfinit un modèle de spasticité en considérant une base linéaire comprenant les paramètres morphologiques, anthropométriques, des paramètres visco-élastiques ainsi qu'une fonction non linéaire représentant un couple modélisant la contribution des mouvements involontaires spastiques, un couple dépendant de la vitesse (R_f).

$$J\ddot{\Theta} + B\dot{\Theta} + K\Theta + R_f = -mgl_c \sin(\Theta) \quad (3.2)$$

avec :

- J : moment d'inertie appliqué au niveau du genou
- B : coefficient d'amortissement
- K : coefficient d'élasticité
- Θ : angle du genou
- R_f : couple dépendant de la vitesse
- m, l_c : masse et longueur de la jambe

Un paramètre "a" contribuant à la définition d'un seuil de vitesse et permettant la définition de R_f est introduit afin de modéliser potentiellement différents types de spasticité. Là aussi, une corrélation significative a pu être mise en évidence entre le couple représentant la spasticité et la spasticité musculaire quantifiée lors des essais expérimentaux.

FEE et FOULDS, 2004 suivent eux aussi les travaux de BAJD et BOWMAN, 1982. Ils y définissent le couple représentatif de la contribution de la spasticité sur le mouvement divisé en 2 parties : un couple représentant l'effet des contractions involontaires spastiques des muscles extenseurs du genou lors du pendulum drop test pendant la flexion du membre et un autre couple représentant cette fois-ci l'effet des contractions involontaires spastiques des muscles fléchisseurs du genou pendant l'extension (Equation 3.3 et Figure 3.3).

$$I\ddot{\Theta} + B_{e,f}\dot{\Theta} + K_{e,f}\Theta + T_{e,f} + B\dot{\Theta} = mgL \sin(\Theta) \quad (3.3)$$

avec :

- $\Theta, \dot{\Theta}, \ddot{\Theta}$: position, vitesse et accélération angulaire de l'articulation.
- I : moment d'inertie de la jambe exprimé au niveau du centre de l'articulation,

- B_e, B_f : coefficients d'amortissement,
- K_e, K_f : coefficients de raideur,
- T_e, T_f : Couples de raideur non linéaires définis par WINTERS, 1985 comme $K1_{e,f}(e^{-K2_{e,f}\theta} - 1)$
- m : masse de la jambe et du pied,
- g : gravité,
- L : distance entre l'articulation et le centre de masse de la tige + la distance entre l'articulation et le centre de masse du pied,
- $B = B_E$ or B_F : gains de rétroaction de la vitesse pour l'extension (B_E) ou la flexion (B_F).

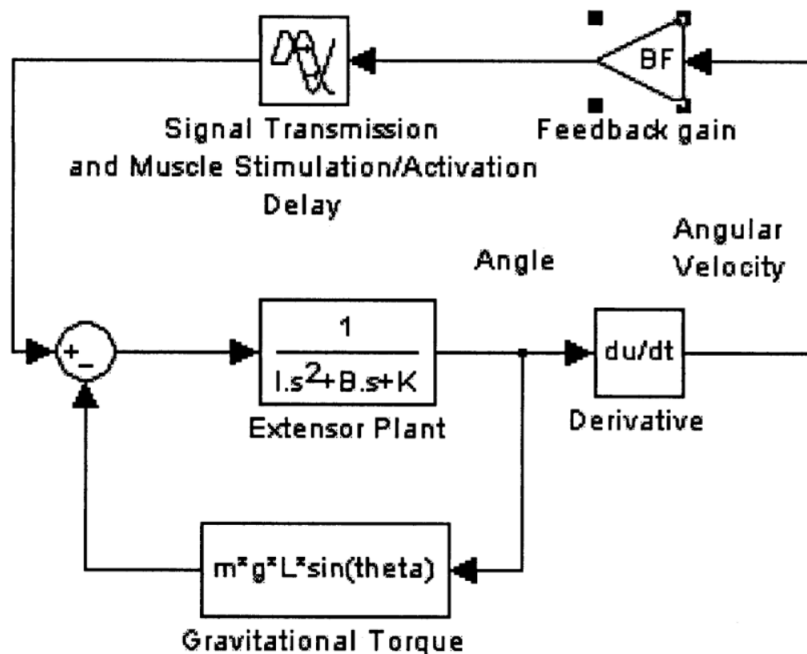


Figure 3.3 – Modélisation du comportement des extenseurs lors d'une flexion du membre inférieur. Le système extenseur est caractérisé par la raideur (K) et l'amortissement (B).
Source : FEE et FOULDS, 2004

Le rôle des muscles antagonistes en tant que potentiel perturbateurs du mouvement si la spasticité est présente au niveau du membre est donc parfaitement mise en avant. Les auteurs ont définis par couple spastique 3 périodes temporelles où ils seront effectifs dans le mouvement de la jambe . Les valeurs de début et de fin de ces périodes ont été définis par optimisation. Ce couple peut être défini de deux manières : comme un couple basique ou comme le produit d'un gain multiplié par la vitesse. En effet, on sait que la spasticité est une pathologie dépendante de la vitesse.

En résumé

Plusieurs propriétés importantes peuvent être relevées issues de ces différents articles afin de définir un modèle :

- 1) Dépendance de la condition initiale (position et vitesse) & la position du patient lors de l'expérimentation
- 2) Importance des propriétés visco-élastiques des groupes musculaires agonistes et antagonistes de l'articulation étudiée.
- 3) L'importance des muscles, fléchisseurs et extenseurs, dans la création du mouvement spastique.
- 4) La modélisation de la spasticité : couples, dépendance à la vitesse, utilisation d'une baseline, temporalité durant laquelle l'appliquer.

D'autres paramètres non étudiés peuvent aussi être intéressants à prendre en compte comme la répétabilité, la fatigue.

3.3.2 Choix et présentation du modèle

Une fois les données expérimentales collectées, un modèle des trajectoires angulaires du genou obtenues a été réalisé à l'aide des équations définies dans FEE et FOULDS, 2004 et de couples supplémentaires dépendant de la position angulaire et appliqués de manière dépendante à l'activité musculaire. Le choix de ce modèle est réalisé pour la simplicité du modèle ainsi que l'amélioration aisée possible de celui-ci. Certaines améliorations inspirées d'autres modèles comme la dépendance des paramètres d'amortissement et de raideur par rapport aux activités musculaires ont été ajoutées.

La vue schématique de la jambe est présentée dans la Figure 3.4. Le pied est considéré comme une masse ponctuelle à l'extrémité de la jambe.

L'équation du mouvement du genou de l'angle du genou Θ est donnée par l'équation différentielle 3.4 pour les extenseurs (indiqués e , quand $\Theta' < 0$) et pour les fléchisseurs (indiqués f , quand $\Theta' \geq 0$). En effet, les fléchisseurs dans le cadre de la paralysie cérébrale spastique vont limiter l'extension de la jambe et inversement pour les extenseurs.

$$I\ddot{\Theta} + B_{e,f}\dot{\Theta} + K_{e,f}\Theta + T_{e,f} + B\dot{\Theta} + K\Theta = mgL\sin(\Theta) \quad (3.4)$$

avec :

— Θ , $\dot{\Theta}$, $\ddot{\Theta}$: position, vitesse et accélération angulaire de l'articulation.

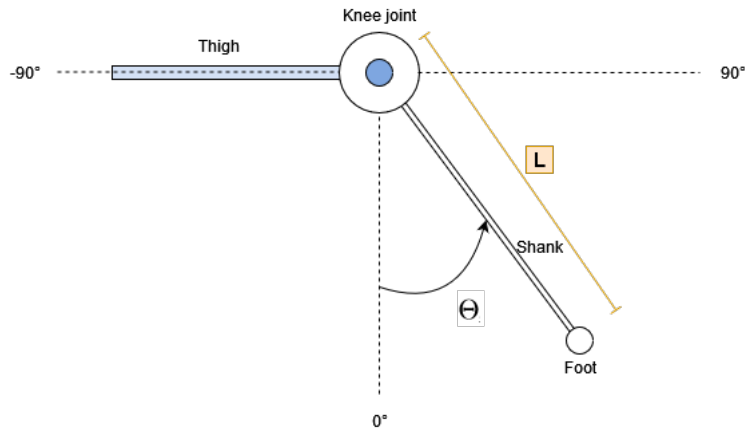


Figure 3.4 – Vue schématique de la jambe pendant le pendulum drop test.

- I : moment d'inertie de la jambe exprimé au niveau du centre de l'articulation,
- B_e, B_f : coefficients d'amortissement,
- K_e, K_f : coefficients de raideur,
- T_e, T_f : Couples de raideur non linéaires définis par WINTERS, 1985 comme $K1_{e,f}(e^{-K2_{e,f}\Theta} - 1)$
- m : masse de la jambe et du pied,
- g : gravité,
- L : distance entre l'articulation et le barycentre des segments jambe + pied,
- $B = B_E$ or B_F : gains de rétroaction de la vitesse pour l'extension (B_E) ou la flexion (B_F).
- $K = K_E$ or K_F : gains de rétroaction de la position pour l'extension (K_E) ou la flexion (K_F).

Contrairement à FEE et FOULDS, 2004, les gains B_E et B_F sont appliqués à un moment donné ("onsets") et pendant une certaine durée ("delays") correspondant au début et à la durée des activités musculaires des extenseurs et fléchisseurs. En effet, nous avons décidé de lier de manière claire ces gains aux activations musculaires. Ces gains multipliés par la vitesse de l'articulation sont utilisés pour modéliser la contribution de la vitesse dans la spasticité. Les gains K_E et K_F sont appliqués en même temps que B_E et B_F et constituent la seconde nouveauté de ce modèle par rapport à FEE et FOULDS, 2004. Ces gains multipliés par la position de l'articulation sont utilisés pour modéliser un couple représentant la limite de l'amplitude angulaire due à la spasticité. Pour rappel, la spasticité est effectivement dépendante de la vitesse et aussi de la position angulaire comme décrit dans DIMITRIJEVIC, 1985. La relation entre ces couples dépendant de la position et vitesse angulaire et l'activité musculaire reste un problème ouvert. Pour rappel, dans le cadre de cette

modélisation, nous supposons que les départs et les durées sont des valeurs correspondant au début et à la durée de l'activité musculaire des muscles extenseurs et fléchisseurs.

Les valeurs des coefficients d'amortissement (B_e et B_f), des coefficients de raideur (K_e et K_f), et des couples de rigidité non linéaires dépendants de coefficients ($K1$ et $K2$) restent inconnues et seront déterminées à l'aide d'un algorithme génétique (GA) ce qui constitue la troisième nouveauté du modèle par rapport à FEE et FOULDS, 2004.

3.3.3 Utilisation de l'algorithme génétique (GA)

Cette méthode est utilisée pour résoudre des problèmes d'optimisation contraints mais aussi non contraints en se basant sur un processus de sélection naturelle qui copie l'évolution biologique d'après HOLLAND, 1992 (Figure 3.5). Elle permet de déterminer les paramètres du modèle en minimisant une fonction de coût.

La fonction de coût utilisée dans cette partie est basée sur le coefficient de détermination

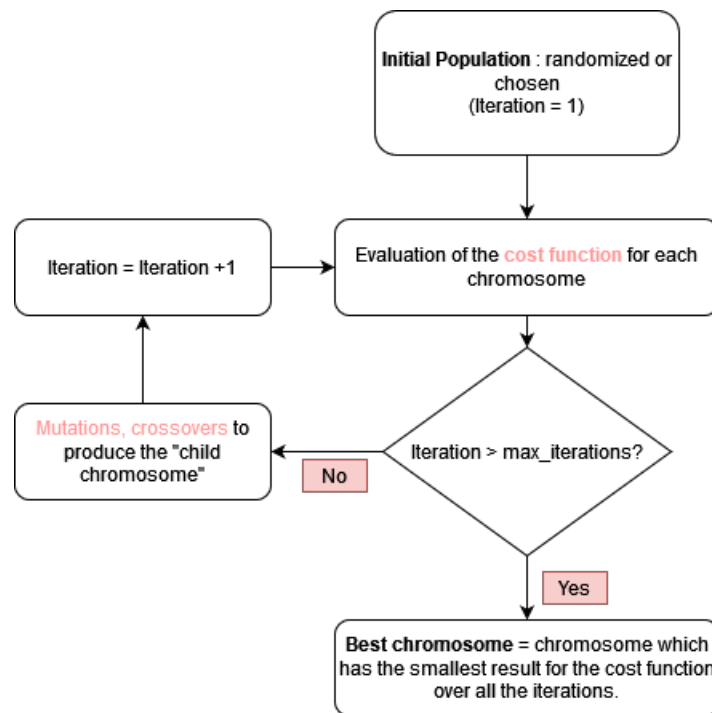


Figure 3.5 – Schéma d'exécution d'un algorithme génétique.

(R^2). La fonction de coût (F_{cost}) est définie comme suit :

$$F_{cost} = 1 - R^2 = \frac{\sum_{i=1}^m (y_i - \hat{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^m (y_i - \bar{y})^2} \quad (3.5)$$

avec :

- m : nombre de mesures expérimentales,
- y_i : valeur de la mesure i ,
- \hat{y}_i : données simulées correspondantes,
- \bar{y} : moyenne de toutes les mesures.

Les données simulées sont obtenues grâce à l'équation 3.4 dont les paramètres inconnus sont donc définis par le GA. Afin de définir ces paramètres, nous avons créé un chromosome reprenant l'ensemble des paramètres. Ce chromosome correspond à un vecteur de paramètres déterminés par un GA afin de minimiser la fonction de coût définie plus haut. Ainsi, dans cette partie, le chromosome (Chr) pour le modèle de la trajectoire du genou est décrit comme suit :

$$Chr = [K_e, K_f, B_e, B_f, K1_e, K2_e, K1_f, K2_f, B_F(1), B_F(2), B_F(3), B_E(1), B_E(2), B_E(3), K_F(1), K_F(2), K_F(3), K_E(1), K_E(2), K_E(3)] \quad (3.6)$$

En résumé, B_F , B_E , K_F et K_E sont dans Chr définis comme des vecteurs de trois valeurs représentant les gains des couples de rétroaction de vitesse et de position pour chaque activation musculaire pendant l'acquisition. Les gains de vitesse et de position des couples de rétroaction sont encore inconnus et seront déterminés plus tard. Ils sont uniquement constitués de 3 valeurs car 3 activations musculaires par pendule ont été détectées.

H représente le cas de la jumelle non-pathologique, sans spasticité donc pour son modèle, B_F , B_E , K_F et K_E sont fixés à zéro. Pour déterminer les valeurs du chromosome Chr , l'algorithme génétique a été calculé avec les paramètres suivants :

- Nombre de paramètres : 8 pour le modèle de H et 20 pour le modèle de C.
- Nombre d'itérations : 5000,
- Nombre de chromosomes à tester à chaque itération : 300,
- Génération maximale de décrochage : 500,
- Valeur de tolérance de la fonction : $1e^{-5}$.

La valeur de tolérance de la fonction représente la valeur minimale considérée pour déterminer si 2 chromosomes optimaux consécutifs ont une fonction de coût réellement différente. La fonction de coût utilisée (Equation 3.5) est basée sur l'erreur des positions angulaires du modèle (déterminée par la résolution de l'équation différentielle en utilisant la fonction MATLAB "ODE45" avec un pas de temps de 0.001s) et les positions angulaires expérimentales du genou.

3.3.4 Traitement et présentation des données

Données cinématiques

Les valeurs de déplacement angulaire du genou de H. et C. ont une fréquence d'échantillonnage de 70Hz et ont été filtrées à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bas avec une fréquence de coupure de 6 Hz (LERNER, DAMIANO et BULEA TC., 2017).

EMG

Les signaux EMG ont une fréquence d'échantillonnage de 70 Hz, sont redressés en pleine onde ("*full-wave rectified*") et ont été filtrés à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bas avec une fréquence de coupure de 8 Hz (WINTER, 1987).

Concernant H :

H représente le sujet non-pathologique, sans spasticité. Un pendulum drop test ne provoque pas d'activations musculaires, seule la gravité affecte la jambe. Il est admis d'après FEE et FOULDS, 2004 que dans le cas d'un enfant sain, H n'a pas d'activations musculaires et n'a pas de couple dépendant de la vitesse/position pour modéliser le comportement de la jambe.

Concernant C :

Table 3.2 – Valeurs des débuts (ms) et de la durée (ms) des activations des pendules 1 et 2 de C.

	Flechisseur		Extenseur	
Pendule 1	Début (ms)	Durée (ms)	Début (ms)	Durée (ms)
1ère activation	60	600	159	559
2nd activation	680	300	736	323
3ème activation	1427	443	1059	599
Pendule 2	Début (ms)	Durée (ms)	Début (ms)	Durée (ms)
1ère activation	323	267	0	907
2nd activation	1078	465	1015	590
3ème activation	1772	623	2002	436

Les signaux orange et rose des figures 3.7 et 3.6 représentent la période de début et de fin d'une activation musculaire pour le pendule 1 et 2 de C. Elle est présentée comme une fonction de Heaviside pour une meilleure compréhension et pour voir facilement le lien entre les activations et le déplacement angulaire du genou.

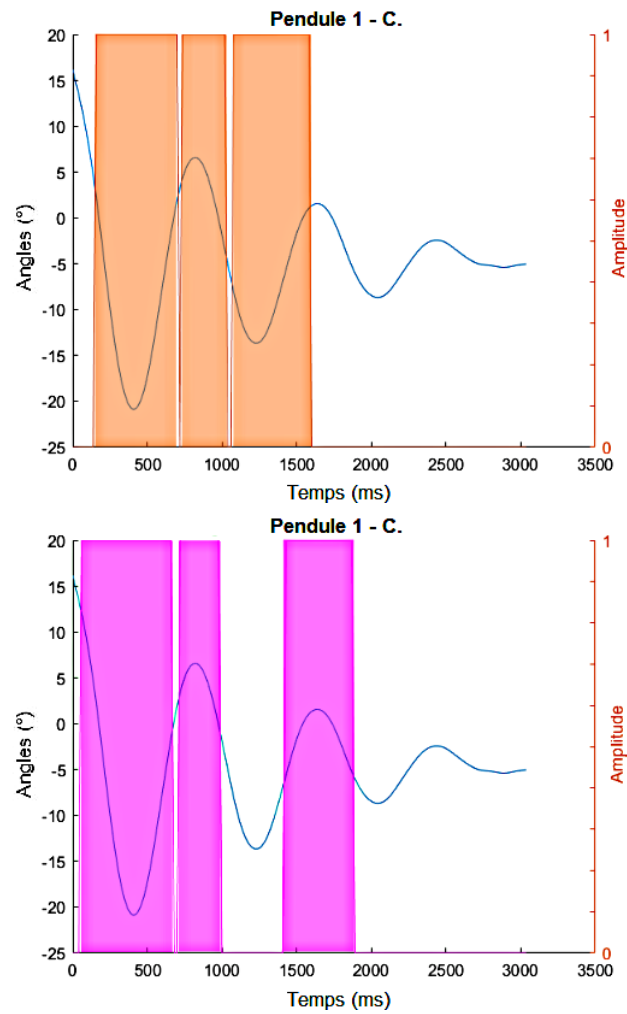


Figure 3.6 – Déplacement angulaire du genou (bleu) et activité musculaire du **muscle fléchisseur** (rose) et du **muscle extenseur** pour le pendule 1 (orange) représentés sous forme de fonction de Heaviside.

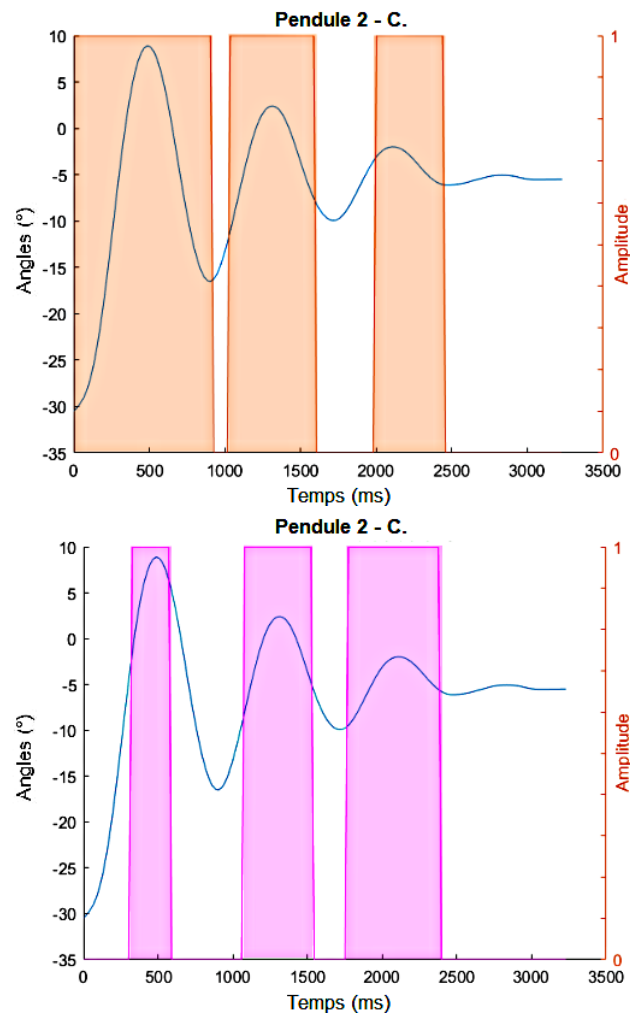


Figure 3.7 – Déplacement angulaire du genou (bleu) et activité musculaire du **muscle fléchisseur** (rose) et du **muscle extenseur** pour le pendule 2 (orange) représentés sous forme de fonction de Heaviside.

Pour rappel, trois activations musculaires par pendulum drop test (pour le muscle fléchisseur et le muscle extenseur) ont été enregistrées et étudiées comme dans FEE et FOULDS, 2004. Les valeurs sont reportées dans le tableau 3.2. Les activations ont été définies à partir du calcul d'un signal de référence ("baseline") puis manuellement pour la distinction du début et fin d'activation. Sur la dizaine d'acquisitions réalisées, seuls 2 exemples de pendule par jumelle sont présentés dans le cadre de cette étude.

3.3.5 Résultats de la modélisation pendule

Pour H : Les gains de feedback de vitesse et de position, qui ont pour but de représenter les contributions de la spasticité sur le mouvement du genou, sont mis à zéro ($B_E = B_F = K_E = K_F = 0$) vu que H n'est pas pathologique. Les déplacements angulaires du genou de H. simulés et mesurés sont présentés sur la figure 3.8. Ces résultats mettent en évidence les mêmes amplitudes et fréquences entre les données simulées et mesurées et sont obtenus avec $R^2 = 96,7\%$ pour le pendule 1 (erreur moyenne : $0,37^\circ \pm 1,4^\circ$) et $R^2 = 97,4\%$ pour le pendule 2 (erreur moyenne : $0,63^\circ \pm 1,02^\circ$).

Les valeurs obtenues pour le chromosome final de chaque pendule sont présentées dans le Tableau 3.3. Les valeurs de ces chromosomes sont de l'ordre de grandeur de celles décrites dans FEE et FOULDS, 2004. Ces modèles seront utilisés comme référence pour atteindre la partie contrôle dans la section suivante.

Table 3.3 – Valeurs des 8 paramètres composant le chromosome final pour les pendules 1 et 2 de H.

Pendule 1	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	1.74	0.20	0.04	0.05	0.48	1.99	0.66	1.45
Pendule 2	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	1.40	$1e^{-5}$	0.060	0.11	0.73	1.81	0.69	0.61

Pour C Pour ces modèles, les couples de rétroaction de vitesse et de position sont pris en compte car C représente le cas spastique. Ces résultats mettent également en évidence les mêmes amplitudes et fréquences entre les données simulées et mesurées. La figure 3.9 présente la comparaison entre l'expérience et le modèle avec $R^2 = 99.3\%$

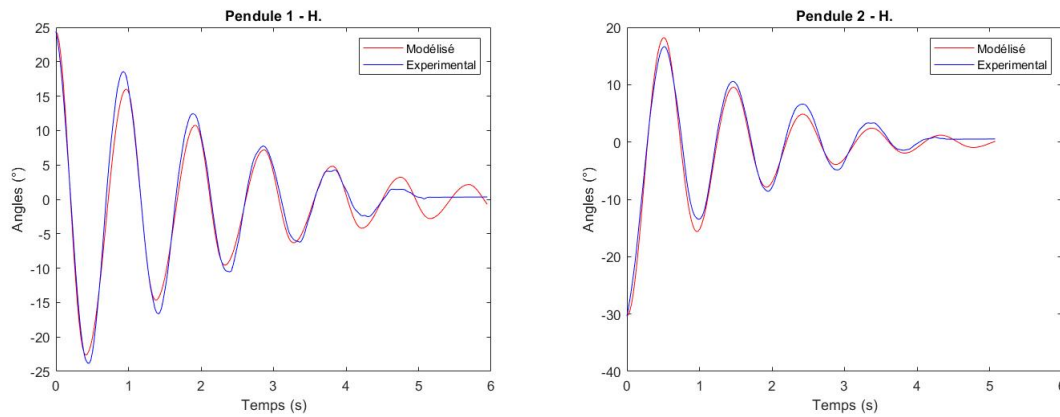


Figure 3.8 – Trajectoire expérimentale et modélisée du genou pour la condition initiale en extension (pendule 1) et en flexion (pendule 2).

(erreur moyenne : $0.09^\circ \pm 0.85^\circ$) pour le pendule 1 et $R^2 = 98.2\%$ (erreur moyenne : $0.39^\circ \pm 1.06^\circ$) du pendule 2 .

Les valeurs obtenues pour le chromosome final présentées dans le tableau 3.4 de chaque pendule ont été comparées à celles de FEE et FOULDS, 2004. On observe que pour les coefficients d'amortissement et de raideur, les valeurs obtenues sont très proches des données issues de FEE et FOULDS, 2004. Concernant les gains de rétroaction en vitesse (B_F/B_E), les valeurs obtenues sont plus éloignées de celle de FEE et FOULDS, 2004. Cette différence peut s'expliquer par le moment d'application des couples dépendants de la vitesse modifiant la nécessité d'avoir des gains plus élevés. De plus, les sujets étudiés par FEE et FOULDS, 2004 sont des garçons avec une PC spastique moyenne contrairement à nos sujets féminins avec une PC spastique légère.

Table 3.4 – Valeurs des 20 paramètres composant le chromosome final pour les pendules 1 et 2 de C.

Pendule 1	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$
	2.98	2.52	1.1614	0.4377	1.85	0.49	1.24
	$K2_f$	$B_F(1)$	$B_F(2)$	$B_F(3)$	$B_E(1)$	$B_E(2)$	$B_E(3)$
	0.72	0.05	9.36e-4	0.09	0.008	0.07	0.01
	$K_F(1)$	$K_F(2)$	$K_F(3)$	$K_E(1)$	$K_E(2)$	$K_E(3)$	
	0.002	0.48	-0.2	0.1	-0.48	0.05	
Pendule 2	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$
	3.44	2.35	0.08	0.06	1.62	1.49	1.83
	$K2_f$	$B_F(1)$	$B_F(2)$	$B_F(3)$	$B_E(1)$	$B_E(2)$	$B_E(3)$
	1.16	0.17	0.05	0.01	0.06	0.11	0.37
	$K_F(1)$	$K_F(2)$	$K_F(3)$	$K_E(1)$	$K_E(2)$	$K_E(3)$	
	0.2	0.18	0.1	0.27	0.19	0.1	

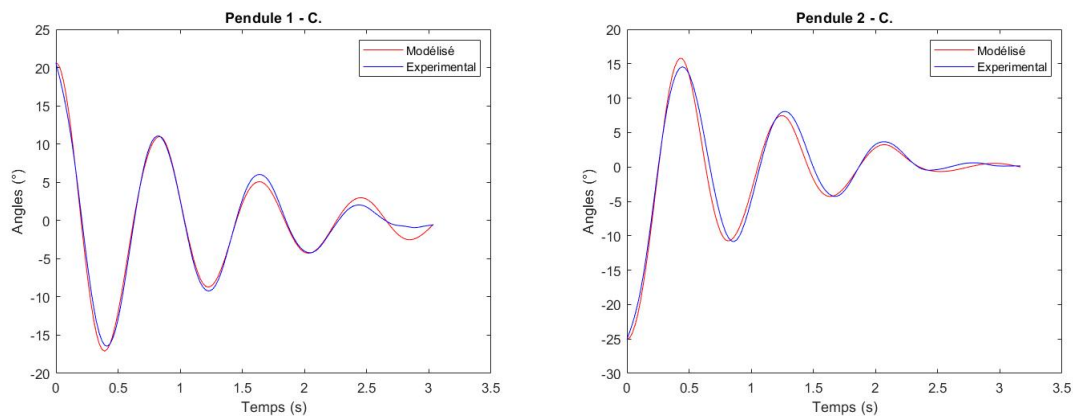


Figure 3.9 – Trajectoire du genou expérimentale et modélisée pour la condition initiale en extension (pendule 1) et en flexion (pendule 2).

En résumé

La modélisation des pendules basée sur FEE et FOULDS, 2004 en ajoutant un terme dépendant de la position angulaire ainsi que l'utilisation d'un GA a permis d'obtenir des résultats optimaux afin de reproduire le comportement pathologique du genou. Cette modélisation a permis aussi de mettre en avant la grande contribution des activations musculaires de part leur utilisation dans la définition du modèle pour C.

Questions

Une fois la modélisation pathologique réalisée, comment pouvons-nous améliorer ce comportement ? Par quels types de contrôle ?

3.4 Contrôle

Après la modélisation du déplacement angulaire du genou des deux soeurs jumelles, l'étape suivante consiste à modifier la trajectoire angulaire du genou de C en utilisant un contrôleur par impédance et un PID pour converger vers celle de H. La gestion de la spasticité n'inclut pas directement le fait de forcer les membres dans la région spastique mais le but de ce contrôleur est de déterminer quelle amplitude la correction peut atteindre. En effet, même avec de la rééducation, la spasticité ne disparaît pas mais peut être améliorée.

3.4.1 Représentation du contrôle

L'interface entre l'exosquelette et les membres inférieurs doit être modélisée pour une meilleure conception de l'exosquelette et la spécification du moteur. Il est essentiel de déterminer comment nous allons modéliser l'interface entre l'humain (enfant) et l'exosquelette (représenté ici uniquement comme un simple moteur). Cette connexion n'est pas inaltérable. Lors de l'assistance, l'exosquelette applique certaines contraintes sur les tissus mous du corps. Ces tissus se déforment sous la pression appliquée par le dispositif. Dans ce chapitre, l'interface entre l'homme et l'exosquelette est simplement modélisée comme un couple de torsion $T_{torsion}$ avec la contribution d'un ressort et d'un amortissement (Figure 3.10) (HUO et al., 2021).

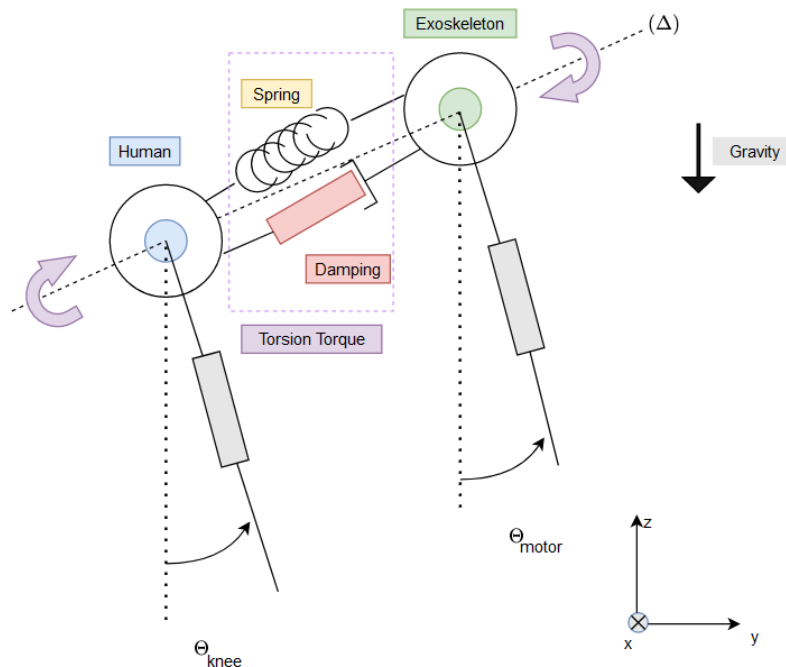


Figure 3.10 – Schéma du couple de torsion composé d'un ressort et d'un amortisseur.

Toutes les différentes parties de ce modèle sont représentées sur la figure 3.11 et sont déterminées plus loin.

Le couple de torsion $T_{torsion}$ peut être défini ainsi :

$$T_{torsion} = S(\Theta_m - \Theta_k) + D(\dot{\Theta}_m - \dot{\Theta}_k). \quad (3.7)$$

avec :

S et D : gains respectivement pour le ressort et l'amortisseur,

Θ_m, Θ_k : position angulaire de l'exosquelette et du genou humain.

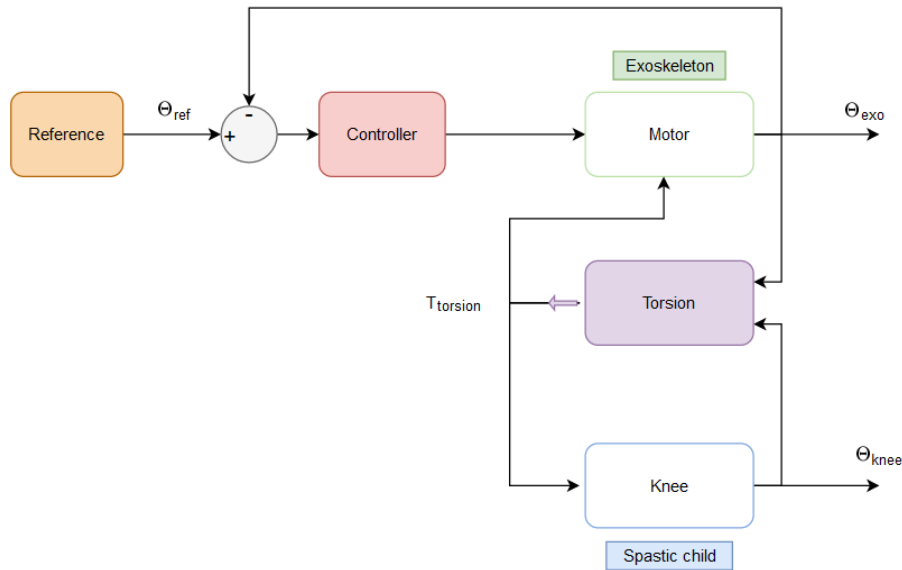


Figure 3.11 – Vue schématique du contrôle avec tous les principaux systèmes : exosquelette, humain, interface et contrôleur.

$\dot{\Theta}_m, \dot{\Theta}_k$: vitesse angulaire de l'exosquelette et du genou humain.

3.4.2 Modèle du genou spastique

Pour le genou spastique, la modélisation pendulaire de C est utilisée. Sur la base des équations vues dans la section précédente, le couple de torsion $T_{torsion}$ sera ajouté comme une aide au mouvement pour contrecarrer l'effet du couple dépendant de la vitesse qui représente la spasticité. $T_{torsion}$ est considéré comme un frein pour l'exosquelette qui l'empêche d'effectuer le mouvement de référence. Les deux cas sont décrits dans l'équation 3.8.

$$I\ddot{\Theta} + B_{e,f}\dot{\Theta} + K_{e,f}\Theta + T_{e,f} + B\dot{\Theta} + K\Theta + T_{torsion} = mgL\sin(\Theta) \quad (3.8)$$

Les paramètres de ces équations sont les mêmes que ceux expliqués dans la section précédente et pour les valeurs. Les chromosomes déterminés dans le Tableau 3.4 sont utilisés pour les applications numériques.

3.4.3 Moteur

Pour ce modèle, un moteur FLA-20A-09HP-H24 de Harmonic Drive avec les paramètres présentés dans le tableau 3.5 est choisi. Ces moteurs sont connus pour

être utilisés pour motoriser des exosquelettes comme dans AGUILAR-SIERRA et al., 2015.

Table 3.5 – Paramètres du moteur FLA-20A-09HP-H24

Paramètres	Valeur
Réduction	9
Inertie (kg.m ²)	0.0026
Ke (V.rad ⁻¹ .s ⁻¹)	0.56
Kc (N.m.A ⁻¹)	0.51
R (ohm)	0.03
L (mH)	0,07

À l'aide des équations mécaniques et électriques du moteur, un modèle est proposé (Figure 3.12). Les saturations et réductions ne sont pas représentées sur la figure 3.12 mais sont prises en compte dans le modèle. Le coefficient de friction f est fixé à 0.

Les contrôleurs PID sont des méthodes courantes pour corriger les erreurs (définies

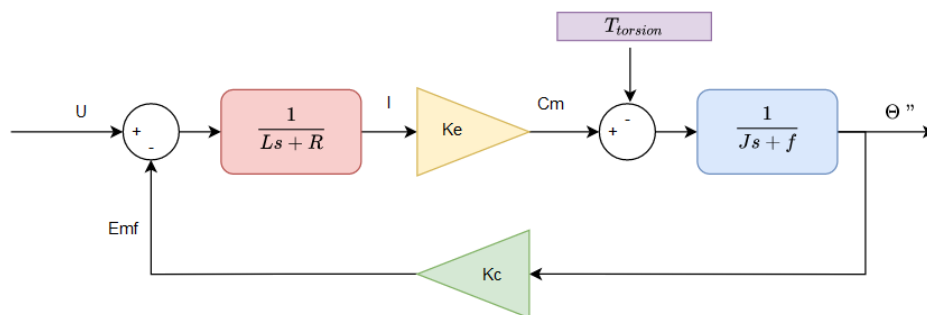


Figure 3.12 – Schéma fonctionnel du moteur.

comme l'écart entre la référence et la mesure) et pour contrôler un système qui peut être un simple moteur ou un système plus complexe comme dans YU et ROSEN, 2013. Le contrôle par indépendance (erreur en position, correction à l'aide d'une force/couple) est la méthode utilisée dans cette partie.

Le contrôleur $C(s)$ représenté sur la figure 3.13 minimise l'erreur $e(s)$ et produit un couple $T(s)$ appliqué au système étudié (ici, un moteur $G(s)$). L'erreur est alors calculée comme la différence entre l'entrée ($\Theta_{reference}$) et la sortie du moteur (Θ_{exo}).

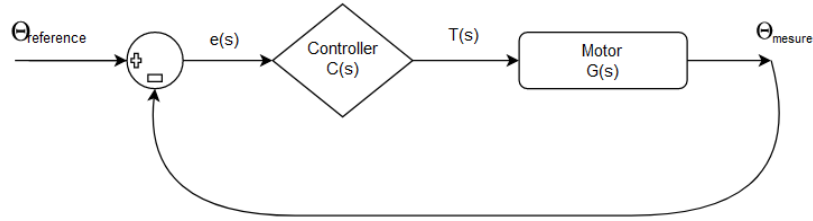


Figure 3.13 – Schéma d'un contrôleur PID

Le contrôleur $C(s)$ peut être défini comme suit :

$$C(s) = K_p + \frac{K_i}{s} + K_d s \quad (3.9)$$

Il existe différentes façons de définir les paramètres PID (K_p , K_i , K_d) comme la méthode ZIEGLER et NICHOLS, 1942 (Z-N) mais aussi l'algorithme génétique (GA) et l'algorithme d'optimisation par essais de particules (PSO) comme dans MUHAMMAD et al., 2013. GA et PSO sont connus pour être utilisés pour des problèmes d'optimisation, ce qui est notre cas : le modèle doit avoir les meilleurs paramètres pour optimiser le contrôle de la trajectoire du genou de l'enfant spastique. Dans cette partie, le GA a été à nouveau choisi pour déterminer ces paramètres.

3.4.4 Position de référence

Pour la référence, la modélisation pendulaire de H. a été choisie. Les paramètres du modèle utilisé sont ceux présentés dans le tableau 3.3. Ainsi, la position angulaire ($\Theta_{reference}$) est utilisée comme référence pour le moteur et pour calculer l'erreur $e(s)$.

3.4.5 PID et paramètres du couple de torsion par GA

Les paramètres PID (K_p , K_i , K_d) et les paramètres du couple de torsion (S , D) restent inconnus dans notre modèle. Pour les déterminer, le GA a été utilisé comme défini dans la section précédente et comme dans AMIRI et al., 2019c.

Le chromosome C à déterminer par le GA pour cette partie est défini par :

$$C = [S, D, K_p, K_i, K_d] \quad (3.10)$$

L'algorithme génétique a été calculé avec les paramètres suivants :

- Nombre de paramètres à déterminer : 5,
- Nombre d'itérations : 10000,
- Nombre de chromosomes à tester à chaque itération : 3000,

- Génération maximale de décrochage : 100,
- Valeur de la tolérance de la fonction : $1e^{-5}$.

Pour déterminer le meilleur chromosome, la fonction de coût utilisée est la même que celle définie précédemment. La fonction de coût est ici basée sur l'erreur entre la position angulaire de référence et la position angulaire du moteur attaché au genou de l'enfant spastique.

3.4.6 Résultats du contrôle du genou spastique

Table 3.6 – Paramètres du couple de torsion et du contrôleur PID pour les deux commandes pendulaires

Paramètre	Pendule 1	Pendule 2
$S[N.m.rad^{-1}]$	8	8
$D[N.m.rad^{-1}.s]$	2	2
K_p	99.88	86.2
K_i	302.88	161.4
K_d	-0.98	-0.5

Pour exécuter le modèle, les mêmes conditions initiales (position angulaire et vitesse pour l'extension ou la flexion) pour le modèle spastique et le modèle de référence ont été utilisées.

Pour la flexion comme condition initiale Le pendule 2 de H. et le pendule 2 de C. sont calculés et présentés sur la Figure 3.14. La position angulaire de C. s'améliore. En effet, la temporalité des motifs converge vers celle de H. et il y a la même observation pour l'amplitude du mouvement avec un $R^2 = 93\%$ (erreur moyenne : $0,06^\circ \pm 2,18^\circ$).

Pour l'extension comme condition initiale Le pendule 1 de H. et le pendule 1 de C. sont calculés comme présentés sur la Figure 3.14. Comme pour la flexion, la position angulaire de C. s'est améliorée. La fréquence a convergé vers celle de H. et on a la même observation pour l'amplitude du mouvement avec un $R^2 = 87\%$ (erreur moyenne : $-1.41^\circ \pm 1.9^\circ$).

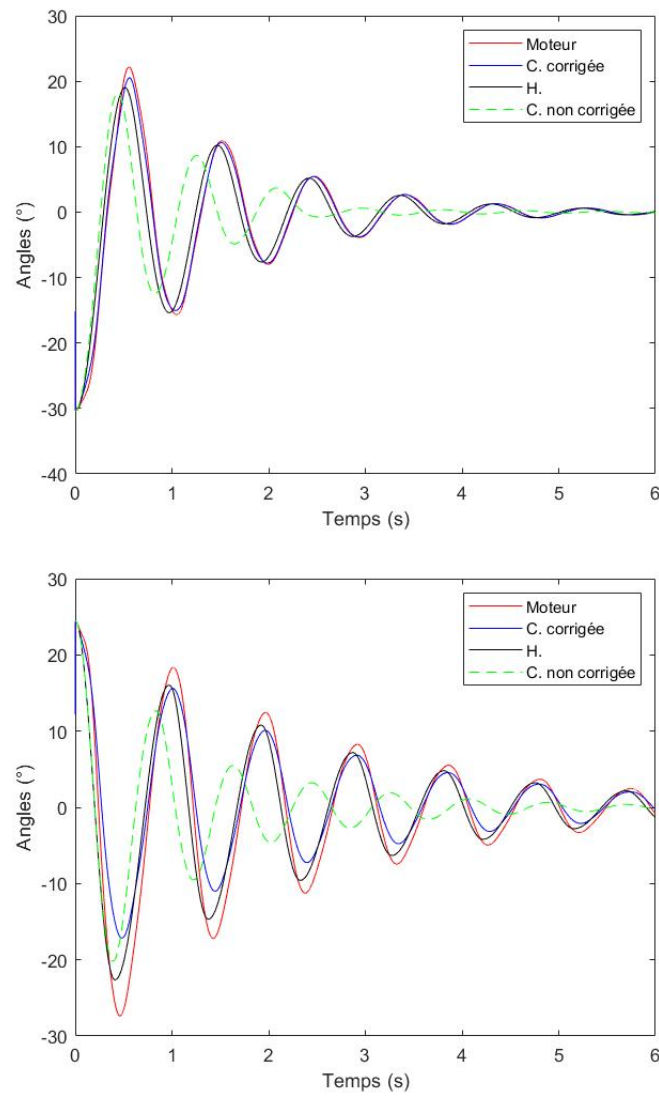


Figure 3.14 – Évolution de la position angulaire du genou de *C. corrigée* (bleu), *C. non corrigée* (vert), *H.* (noir) et évolution de la position angulaire du moteur (rouge), pour des conditions initiales de flexion et d'extension.

3.4.7 Discussions

Les résultats obtenus pour la flexion et l'extension permettent de conclure que cette méthode est suffisamment précise pour corriger la trajectoire angulaire de C afin qu'elle corresponde à celle de H. La rééducation des sujets spastiques n'envisage pas de récupérer complètement l'amplitude du mouvement avec des délais courts. En effet, la spasticité ne disparaît jamais mais peut être améliorée. Ainsi, ces résultats sont des résultats préliminaires pour continuer l'investigation et la modulation du contrôle. Ces résultats ont été obtenus avec le chromosome détaillé dans le Tableau 3.6. Une méthode incrémentale visant à améliorer progressivement la référence du moteur pour limiter l'écart entre humain et exosquelette est envisagée et sera testée dans le chapitre suivant.

Le même couple de torsion a été considéré pour les deux pendules car on suppose que l'interface est la même dans les deux cas. Le gain intégral est plus élevé pour permettre la correction totale de l'erreur statique. Le gain proportionnel est également important pour diminuer le temps de montée. L'amortissement et le coefficient de rigidité sont très importants pour la correction de la trajectoire angulaire spastique. Des variations de la raideur (S) et de l'amortissement (D) peuvent créer des résultats différents et conduire à un mauvais comportement du genou.

En résumé

Le contrôle en position a permis d'obtenir des résultats optimaux afin de faire converger le comportement pathologique de C vers celui de sa soeur H pour les deux pendules (avec conditions initiales en extension et en flexion). Le couple de torsion utilisé afin de modéliser l'interface entre l'Humain et l'exosquelette a permis de créer un lien suffisamment rigide pour que l'humain soit guidé par les mouvements du moteur de l'exosquelette. L'utilisation du GA pour déterminer les paramètres manquants s'est montré pertinent.

Questions

Y-a-t-il d'autres moyens de corriger ce comportement pathologique, d'autres types de contrôle et de couplage ?

3.5 Autres méthodes de contrôle

Le contrôle préliminaire réalisé a prouvé son efficacité dans le cas du contrôle d'un genou spastique. Cependant, il reste très rigide étant un contrôle en impédance et basé sur une erreur en position. D'autres pistes d'amélioration de ce contrôle ont été testé afin de rajouter davantage de flexibilité et/ou de tester si d'autres méthodes pouvaient présenter des résultats plus intéressants.

Différentes options ont été avancées :

- Ajout d'une tolérance à l'erreur,
- Contrôle en position et en couple,
- Changement de la méthode de couplage.

Pour les trois options, la modélisation s'est faite en utilisant l'outil SIMULINK, 2020 de *MATLAB*® afin de définir les différentes entités composant ce contrôle. Le modèle pathologique est le même que celui utilisé dans la partie précédente (pendules avec condition initiale en flexion et extension). Les gains des bloc contrôleur ont été obtenu en utilisant la fonctionnalité "Tuner" du blocPID de SIMULINK, 2020 et ajustement manuel. Le couple de torsion utilisé pour les deux premières options est le même que celui défini plus haut dans la partie *Contrôle*.

3.5.1 Ajout d'une tolérance.

Trois valeurs de tolérance ont été testées afin de connaître le comportement obtenu avec davantage de flexibilité au niveau du contrôle.

La tolérance a été définie comme étant l'erreur entre la position angulaire du genou de l'enfant spastique par rapport à la donnée de référence. Le schéma de contrôle peut être défini comme dans la figure 3.15.

Étant donné que le seul système contrôlable directement est l'exosquelette (ici notre moteur), la modulation du contrôle en fonction de la tolérance se fait inévitablement sur l'exosquelette en souhaitant une modification du comportement humain. Dans le cas où l'erreur est plus faible que la tolérance souhaitée, on laisse l'erreur se propager grâce au terme proportionnel (K_p) à 1. Dans le cas contraire, on applique les gains K_p , K_i et K_d souhaités pour corriger l'erreur et se ramener à un intervalle autorisé.

Résultats

Les paramètres obtenus sont présentés dans le tableau 3.7 et certains des résultats sont présentés dans les figures 3.16 et 3.17. Nous considérons qu'une valeur de tolérance est acceptable quand la valeur R^2 , correspondant à la proximité de la

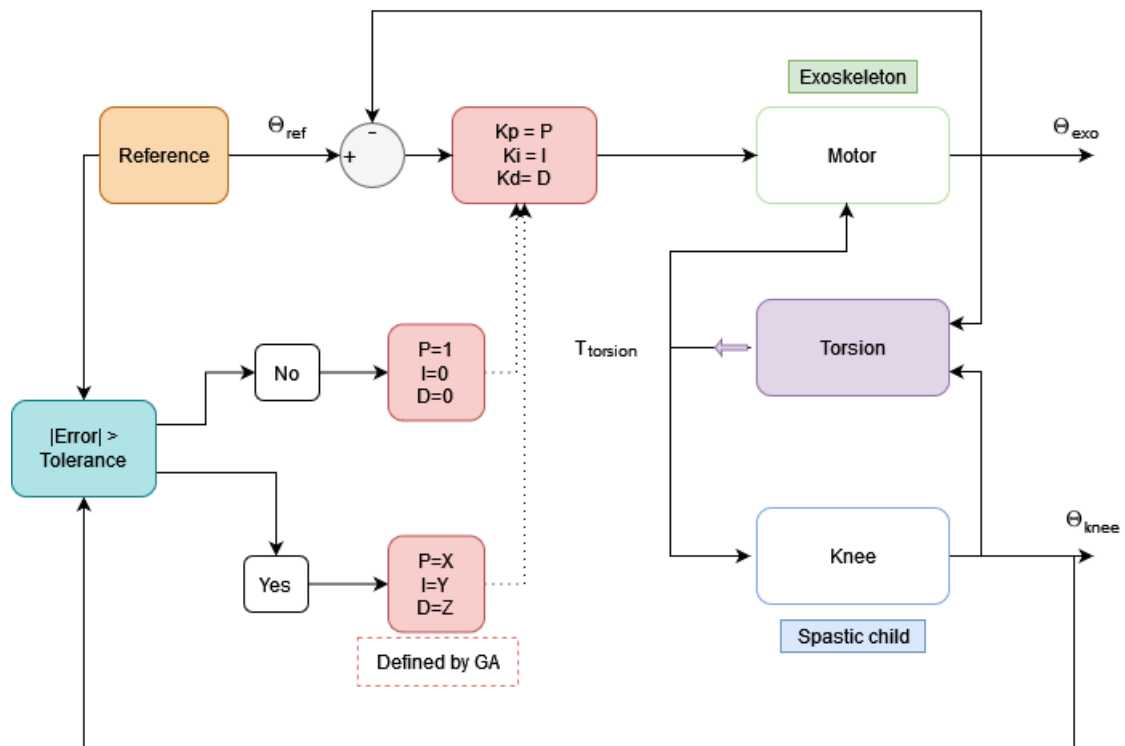


Figure 3.15 – Schéma block du fonctionnement de l'ajout de tolérance. Les paramètres X, Y, Z sont défini dans le cas où l'erreur est supérieure à tolérance par algorithme génétique (GA)

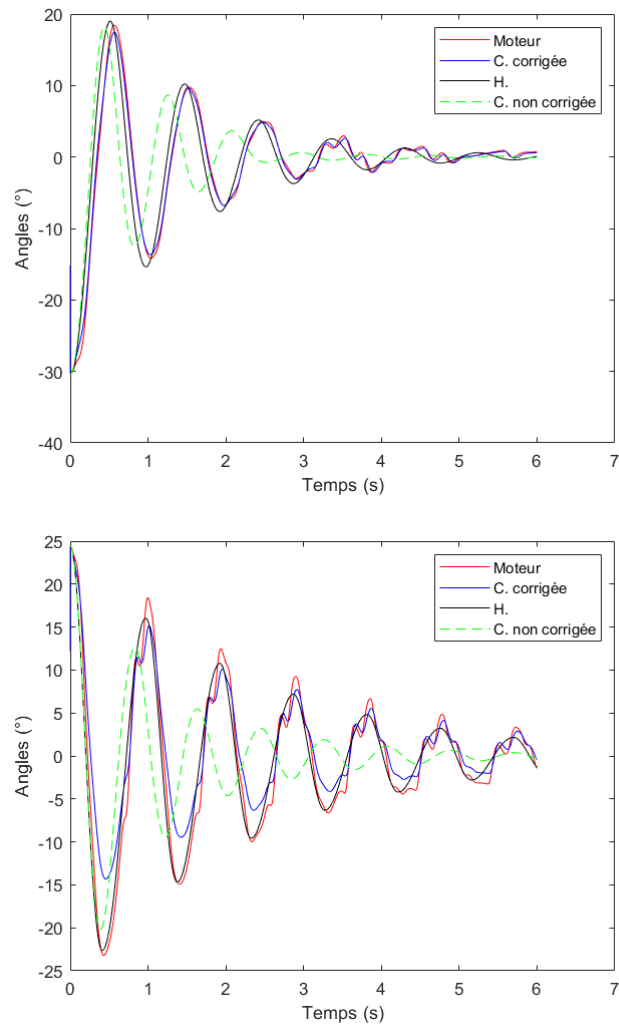


Figure 3.16 – Tolérance à 1 degré pour les pendules 1 et 2

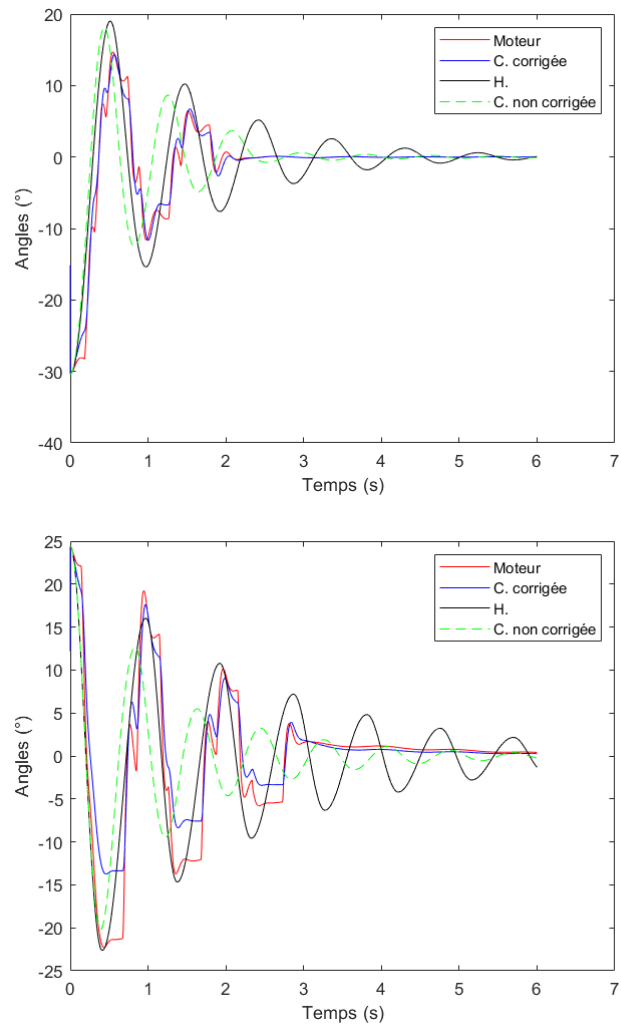


Figure 3.17 – Tolérance à 8 degrés pour les pendules 1 et 2

valeur angulaire de l'humain avec la consigne, est supérieure à 80%. Au delà de 8 degrés de tolérance, le comportement devient difficilement contrôlable et crée des erreurs de plus en plus grandes devenant compliquées à corriger à chaque pas de temps. En augmentant les gains de corrections, en particulier K_i , le contrôle devient de plus en plus difficile car le dépassement de la consigne devient trop important et crée davantage d'erreur. Plus l'erreur est importante, plus la correction est difficile à réaliser et plus le résultat R^2 est faible. On voit aussi que le gain K_i a drastiquement diminué car étant à l'origine de davantage d'erreur lors du contrôle.

Nous pouvons en conclure que ce contrôle n'accepte que très peu l'erreur tolérée au

Table 3.7 – Paramètres de contrôle pour chaque pendule et chaque tolérance étudiée.

Tolérance	Pendule 2						Pendule 1					
	Kp	Ki	Kd	R^2	$mean_{error}$	std_{error}	Kp	Ki	Kd	R^2	$mean_{error}$	std_{error}
1 degrés	80	20	0.2	89%	0.06°	2.4°	180	50	0.02	87%	-1.3°	2.9°
5 degrés	90	1	2	83%	0.24°	3.03°	200	1	2	75%	-0.69°	4°
8 degrés	100	0.05	3	73%	0.24°	3.81°	250	2	5	63%	-1.2°	4.5°

delà de 5 degrés et que la tolérance devrait être inférieure à ce seuil. D'autres tests seront réalisés avec une intervalle de tolérance plus basse, inférieure à 1 degré.

3.5.2 Contrôle en position et couple

Dans ce contrôle, nous considérons deux entrées de référence : une référence en position (la même que celle des parties précédentes) ainsi qu'une référence en couple. Cette dernière référence est obtenue par dynamique inverse. La schématisation de ce contrôle est présentée dans la figure 3.18.

Résultats

Les paramètres obtenus sont listés dans le tableau 3.8 et les résultats obtenus sont présentés dans la figure 3.18. On observe que le pendule 2 possède la meilleure modélisation. Les termes K_p sont les plus élevés. Le pendule 1 a nécessité d'avoir un terme K_i plus important afin de corriger l'erreur et aussi un K_d plus important pour compenser le dépassement provoqué par le terme K_i . La partie contrôle en couple a une moindre importance comparée à celle en position en comparant les termes correctifs. Les R^2 obtenus sont encourageants et acceptables.

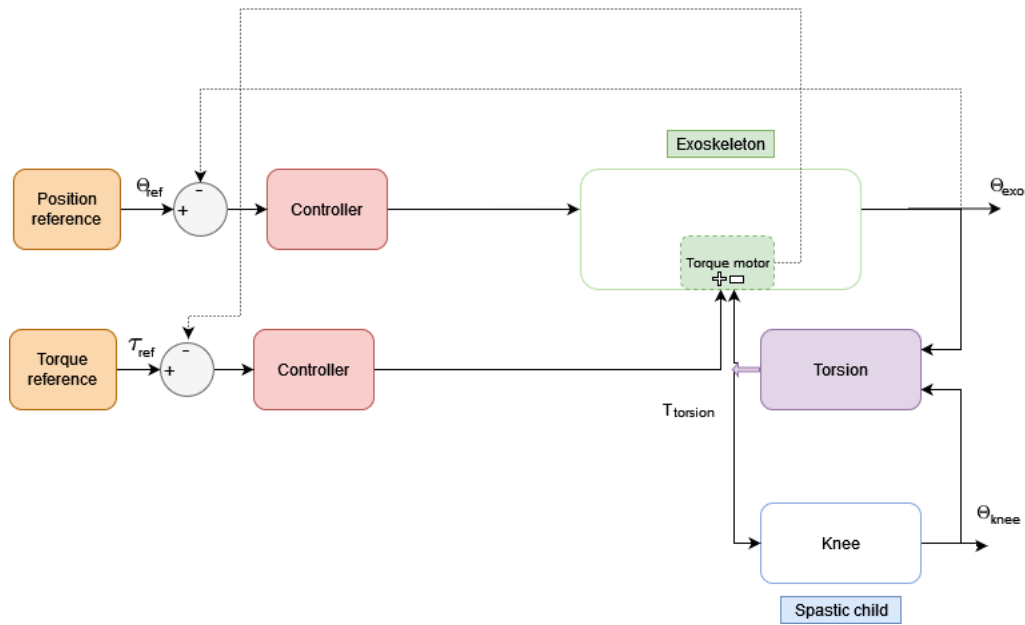


Figure 3.18 – Schéma du contrôle avec un couple et une position de référence. L'erreur corrigée en couple est sommée avec les autres couples du moteur : couple moteur, couple résistif et couple de torsion.

Table 3.8 – Paramètres de contrôle pour chaque pendule et chaque bloc étudié (contrôleur en position et couple).

Pendules	Valeurs								
	Kp_{pos}	Ki_{pos}	Kd_{pos}	Kp_{couple}	Ki_{couple}	Kd_{couple}	R^2	$mean_{error}$	std_{error}
Pendule 1	240	50	25	2.5	0.5	0.05	87%	-1.2°	2.8°
Pendule 2	240	12	20	2.5	0.5	0.05	99%	0.06°	0.69°

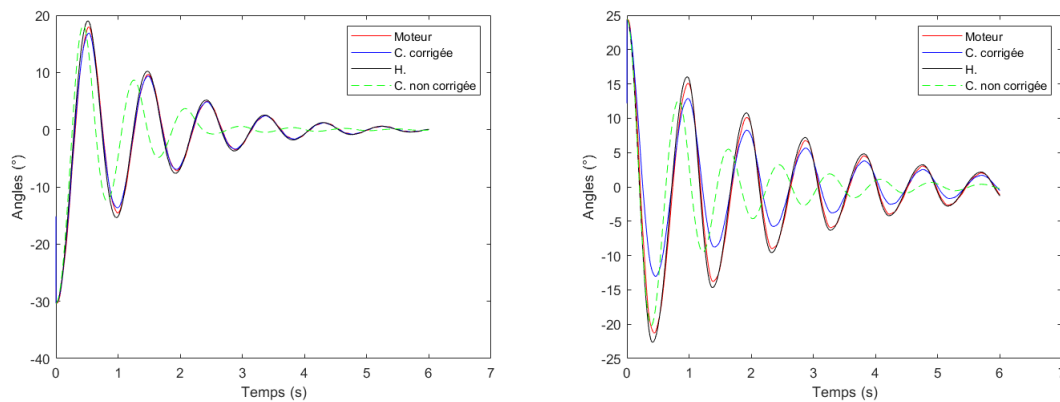


Figure 3.19 – Résultats du couplage avec une référence en couple et en position pour la pendule 1 et 2.

3.5.3 Changement de la méthode de couplage

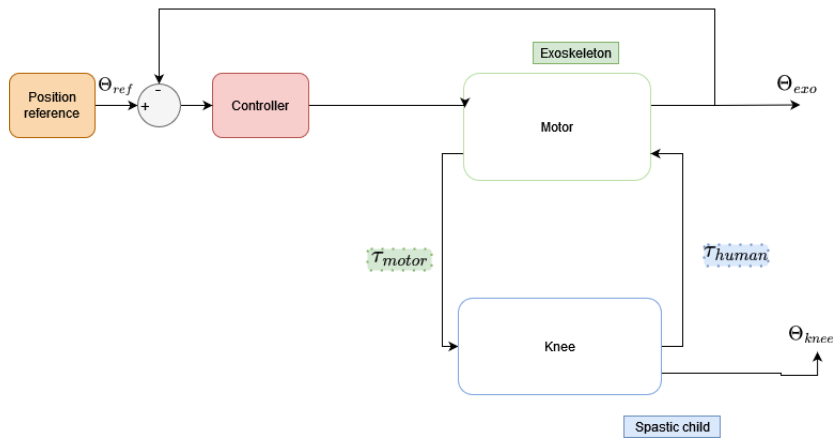


Figure 3.20 – Schéma du changement de la méthode de couplage. Ici, chaque système (exosquelette et humain) applique réciproquement son couple à l'autre système.

Le couplage en torsion est une méthode ayant prouvée son efficacité dans notre cas. Pouvons-nous envisager d'autres méthodes ? Une des autres méthodes possibles reprenant un peu cet esprit d'interaction entre les deux systèmes se base sur le fait que l'exosquelette appliquera toujours un couple sur l'humain et inversement. On retrouve cette idée chez COURTOIS et al., 2021 où le couple produit par l'exosquelette dépend en partie de couple produit par le membre humain et inversement. Le système étudié est présenté dans la figure 3.20 et vise à modéliser la dépendance des deux systèmes l'un par rapport à l'autre.

Résultats

Table 3.9 – Paramètres de contrôle pour chaque pendule.

Pendules	Valeurs					
	Kp_{pos}	Ki_{pos}	Kd_{pos}	R^2	$mean_{error}$	std_{error}
Pendule 1	95	99	-8	79%	-0.16°	3.65°
Pendule 2	55	50	-3	74%	0.27°	3.74°

Les paramètres obtenus et les valeurs de R^2 sont reportés dans le tableau 3.9. Les résultats sont présentés dans la figure 3.21. On observe que pour les deux pendules le nouveau couplage fonctionne correctement malgré des valeurs de R^2 inférieures à 80% . Ce type de couplage pourrait être une alternative à un couple de torsion qui lierait les deux systèmes cependant il reste moins efficace dans notre cas.

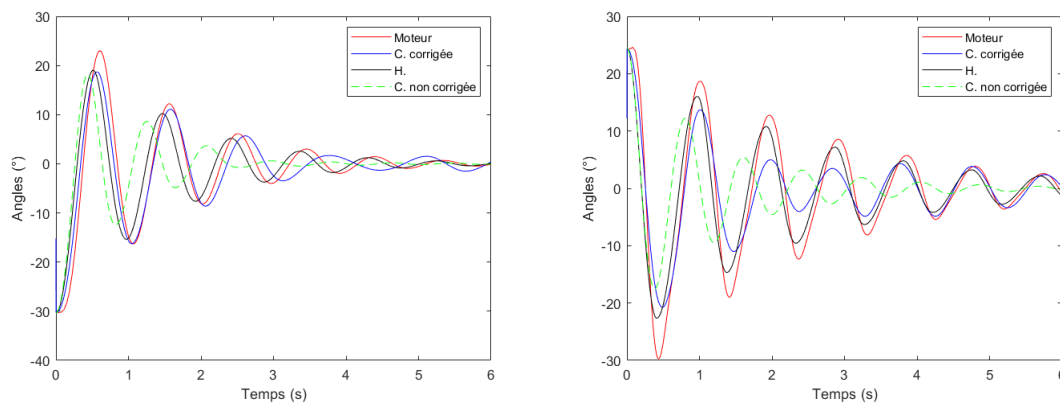


Figure 3.21 – Résultats obtenus pour les deux pendules (1 et 2) avec l'interdépendance des deux systèmes humain et exosquelette.

En résumé

Les résultats obtenus pour le contrôle et le couplage ont permis de connaître la précision que ces autres contrôles pouvaient avoir dans notre cas précis de paralysie cérébrale spastique sur un sujet en particulier. Certaines propositions sont plus pertinentes que d'autres et pourront possiblement être explorées davantage ou utilisées en combinaison.

Publications

- S. Otmani, G. Michon, B. Watier (2022). Spasticity model based on muscular activations using genetic algorithm, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE)*
- S. Otmani, G. Michon, B. Watier (2022). A complete framework for personalised modeling and control of children's cerebral palsy, *International Conference on Intelligent Robots and Systems (Humanoids 2022)* (DOI à venir)

Questions

L'intérêt du "Pendulum Drop Test" est sa simplicité dans son étude et sa modélisation. Il a permis de caractériser avec précision le caractère spastique du mouvement pendule chez C et notamment l'intervalle de mouvement atteignable par celle-ci. Il est à présent temps de complexifier l'étude notamment en prenant en compte les contacts au sol en s'intéressant à la marche de C .

Comment modéliser une marche pathologique? Quels sont les paramètres à prendre en compte en plus par rapport à la précédente modélisation?

Chapitre 4

Modélisation de la marche spastique et interaction avec un exosquelette.

Sommaire

Ce chapitre sera décomposé en 3 principales sous-parties. Tout d'abord, nous commencerons par une analyse quantifiée de la marche (AQM) des jumelles afin de mieux caractériser la paralysie cérébrale spastique et de réaliser une comparaison entre H et C en utilisant leurs données cinématiques, leurs activités musculaires, leurs couples et puissances articulaires. Dans un second temps, nous réaliserons une première simulation d'un cycle de marche spastique de C en utilisant un modèle double-pendule, ainsi que les activations musculaires et données cinématiques de C. Enfin, nous réaliserons une simulation de la marche spastique en utilisant Task Space Inverse Dynamics (TSID) ainsi qu'un couplage entre l'exosquelette et l'humain en vue d'une correction incrémentale de la cinématique de l'humain spastique.

4.1 Analyse quantifiée de la marche des jumelles

4.1.1 Introduction

Afin de concevoir un exosquelette personnalisé, une première étude de la marche spastique de C est nécessaire afin de quantifier la sévérité de la pathologie et ses conséquences. Une analyse quantifiée de la marche (AQM) permettant de recueillir

et d'analyser des données cinématiques, cinétiques et électromyographiques (EMG) nous permettra de réaliser cette étude. Cette méthode est connue et est utilisée par un grand nombre d'auteurs comme dans CIMOLIN et GALLI, 2014 ou encore DIERICK et al., 2004. Le but de cette étude est de fournir un nombre important de données avec un détail suffisamment conséquent dans l'objectif de créer par la suite un exosquelette personnalisé. Aussi, cette étude personnalisée de deux sujets, parentés, aux anthropométries (longueur des membres et masse corporelle) mesurées et relativement proche permettra une meilleure personnalisation de l'exosquelette propre à fournir les puissances et corrections nécessaires à établissement d'une marche plus saine. De plus très peu d'articles de la littérature proposent une AQM de jumeaux, caractéristique entrant en compte dans les causes de la PC.

Ainsi, l'objectif de cette AQM est d'analyser et de comparer la marche de H et C dans des conditions standards et contrôlées. Après mesures de la longueur des membres des segments et de leur masse, les jumelles ont des anthropométries relativement proches, ce qui rend pertinente la comparaison des schémas de marche. Les données obtenues seront par la suite utilisées afin de réaliser une simulation de l'enfant pathologique (C) et de contrôler sa simulation dans le but que C ait davantage une marche comme celle de sa soeur H qui n'est pas atteinte de PC. La comparaison de l'activité musculaire, de la cinématique et de la dynamique des soeurs jumelles permettra de réaliser dans un second temps une modélisation double-pendule de la marche pathologique.

Deux AQM ont été réalisées : une en collaboration avec Marco Marchitto quand les jumelles avaient 7 ans, une seconde avec Anaïs Chaumeil quand les jumelles avaient 9 ans, tout deux dans le cadre de leur stage de fin d'étude. Seule cette dernière va être présentée dans cette partie car comprenant des acquisitions des activités musculaires. Les résultats de cette partie ont fait l'objet d'une présentation dans le cadre du manuscrit de fin de master d'Anaïs Chaumeil.

4.1.2 Methodologie de l'AQM

Présentation de l'AQM

Afin d'étudier et de caractériser la marche d'un patient, une analyse quantifiée de la marche (AQM) ou "Clinical Gait Analysis" (CGA) peut être menée. Cette analyse a pour but de déterminer si le sujet possède certains troubles moteurs et d'en déterminer l'intensité. Cette caractérisation de l'intensité peut se faire via différentes données obtenues lors de cette analyse : la cinématique, la dynamique,

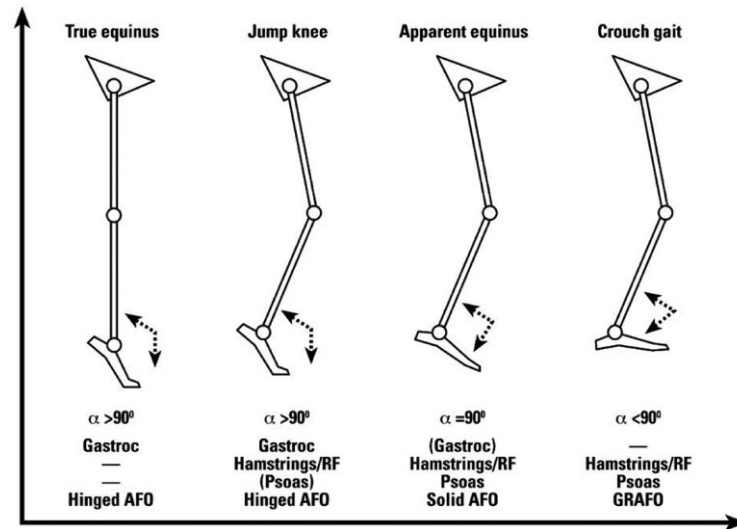


Figure 4.1 – Modèles de démarche pour les paralysies cérébrales spastiques bilatérales.
Source : ARMAND et al., 2016

l'électromyographie qui est particulièrement intéressante dans le cadre de cette thèse et enfin les paramètres spatio-temporels décrits plus tôt comme la cadence ou la longueur de pas.

Différents protocoles sont ainsi utilisés afin d'obtenir l'ensemble de ces paramètres. Tout d'abord la cinématique 3D (3 dimensions) se basant sur l'utilisation de caméras de Motion Capture (MOCAP) et de marqueurs réfléchissants placés sur les sujets durant la marche d'un sujet étudié est un protocole incontournable de l'analyse de marche. A l'aide d'un logiciel comme Nexus 2.11 (Vicon Motion Systems, Oxford, UK), une reconstruction à posteriori d'un modèle du sujet est réalisée et permet d'étudier certains des paramètres de marche du sujet. L'utilisation de la dynamique inverse est aussi souvent utilisée afin d'obtenir des couples au niveau de différentes articulations du corps humain en se basant sur les positions, vitesses, accélérations angulaires, sur l'anthropométrie et sur les actions mécaniques extérieures. Ces moments sont précieux à obtenir car ils peuvent aider à la caractérisation des pathologies tout comme l'utilisation des puissances articulaires. Ces deux derniers paramètres peuvent être obtenus en utilisant le logiciel Opensim (DELP et al., 2007). Enfin, l'AQM permet aussi de classifier la marche des patients en fonction du profil de marche obtenu comme décrit dans RODDA et GRAHAM, 2001 et ARMAND et al., 2016 (Figure 4.1). Dans le cadre d'une paralysie cérébrale bilatérale spastique on observe les démarches suivantes :

- "True equinus" : Cheville en flexion plantaire pendant toute la phase d'appui. Hanches et les genoux en extension.
- "Jump Knee" : Equinus à la cheville, flexion au genou et à la hanche, incli-

naison antérieure et augmentation de la lordose lombaire.

- "Apparent equinus" : Amplitude normale de la dorsiflexion à la cheville. Hanche et genou en flexion excessive pendant toute la phase d'appui. Marche sur les orteils et donnant une impression de "cheval".
- "Crouch gait" : Dorsiflexion excessive au niveau de la cheville en combinaison avec une flexion excessive au niveau des articulations du genou et de la hanche.

Dans le cadre de cette thèse, C possède une démarche de type "Crouch Gait".

Participants

Pour cette étude, les jumelles C et H ont réalisé une AQM à l'âge de 9 ans. Leur anthropométrie est présentée dans le tableau 4.1. C présente un score GMFCS de 2 et est capable de marcher de manière autonome sur 15 mètres. Elle présente une marche accroupie "*Crouch Gait*", correspondant à une flexion accrue du genou et à une dorsiflexion excessive, en particulier pendant la phase d'appui. Afin de diminuer les conséquences de la PC spastique, C a subi une rhizotomie dorsale précise et un allongement des tendons cinq ans auparavant. L'approbation a été accordée par le comité d'éthique de l'Université Paul Sabatier et un consentement éclairé des parents et des enfants a été signé avant l'expérience attestant que la Déclaration d'Helsinki a été respectée pendant l'expérience.

Table 4.1 – Anthropométrie des jumelles C et H

Paramètres	H	C	Écart entre H et C (%)
Taille (cm)	134	123	8
Poids (kg)	25	22	12
Longueur de la tête (cm)	27	21	22
Longueur du tronc (cm)	39	38	2
Longueur de l'avant-bras (cm)	20	20	0
Longueur du bras (cm)	24.5	23	6
Longueur de la main (cm)	13.5	12.5	7.4
Longueur de la cuisse (cm)	33	33	0
Longueur de la jambe (cm)	32	28	12.5
Longueur du pied (cm)	22	20	9

Protocole expérimental

L'analyse de la marche a été réalisée au Centre de ressources, d'expertise et de performance sportives (CREPS) de Toulouse à l'aide d'un système de MOTion CAPture (MOCAP) Vicon© à 20 caméras. Cinq plateformes de force ont été montées

sur le sol, 3 Sensix et 2 AMTI (Figure 4.2). Les jumelles étaient aussi équipées

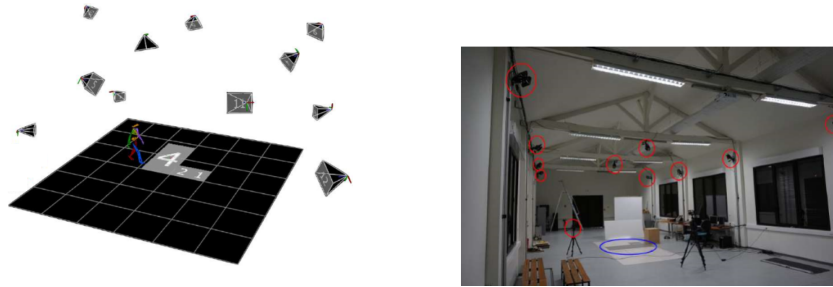


Figure 4.2 – Rendu sur le logiciel Nexus© de la scène d'expérimentation avec les plateformes de force et les caméras (**gauche**). Salle d'expérimentation du CREPS avec les caméras de MOCAP (cercles **rouges**) et les plateformes de force (cercles **bleus**) (**droite**)

d'un ensemble de 48 marqueurs réfléchissants placés selon la convention de l'ISB (G. WU et al., 2002, G. WU, 2005). Seize électrodes EMG sans fil ont été placées sur le gastrocnémien médial, le rectus femoris, le vastus lateralis, le tibialis anterior, le soleus, le semi-tendineux, le biceps femoris et le gluteus maximus pour les deux jambes (Figure 4.3). La fréquence d'échantillonnage a été fixée à 200Hz pour les données des marqueurs et à 2000Hz pour les plaques de force et les données EMG. H et C ont effectué respectivement 18 et 9 marches. H a effectué un essai statique, comprenant une position standard sans aucun mouvement puis le mouvement de toutes les articulations pour déterminer l'amplitude maximale de chaque articulation. C. a également effectué un essai statique. L'anthropométrie des participants a été mesurée : leur taille, leur poids, la longueur de leurs segments corporels et le diamètre des articulations de leurs membres inférieurs.

Traitement des données électromyographiques

Les données EMG ont été filtrées avec un filtre Butterworth passe-bande de 4ème ordre entre 20 et 400Hz, puis rectifié. La proportion p du signal correspondant au signal de base ("baseline") des signaux EMG a été utilisée afin de déterminer le début et la fin des activations musculaires. Le seuil d'activation musculaire a été fixé comme la baseline plus trois écarts-types des valeurs les plus basses du signal, le tout multiplié par le rapport signal/bruit. Seules les périodes pendant lesquelles le signal était supérieur au seuil pendant plus de 100 ms ont été prises en compte. Des ajustements manuels ont été réalisés si nécessaire afin de réaliser quelques corrections.

Les signaux EMG ont été normalisés pour être exprimés en pourcentage d'un cycle de marche complet et normalisés par rapport à sa valeur moyenne sur l'ensemble du

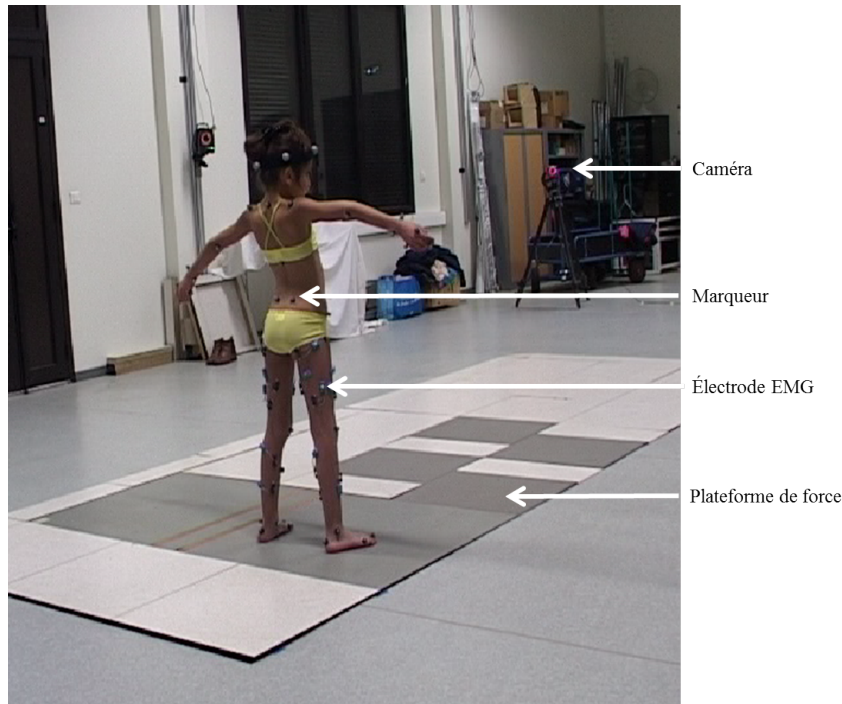


Figure 4.3 – Illustration du placement des électrodes et marqueurs réfléchissants sur le sujet C.

cycle. Pour rappel, un cycle de marche commence par un heelstrike d'un pied et se termine par le heelstrike consécutif de ce même pied.

Traitement des données cinématiques

La marche est reconstruite en utilisant le logiciel Nexus 2.11 (Vicon Motion Systems, Oxford, UK). Certains marqueurs ont été perdus lors de l'acquisition et afin de combler les données manquantes la fonction *Gap Filling* du logiciel Nexus a été utilisé, puis une interpolation spline sur *MATLAB*. Les trajectoires des marqueurs ont été filtrées par un filtre Butterworth passe-bas de 4ème ordre avec une fréquence de coupure de 10Hz. Les cycles et les événements de la marche (heelstrike et toes-off) ont été identifiés manuellement pour H et C sur Nexus.

Certains paramètres cinématiques ont été aussi calculés grâce au logiciel Nexus à partir des événements de la marche : vitesse du centre de masse (m/s), cadence (pas/min), durée des foulées et des pas (s), longueur des foulées et des pas, durée des appuis simples et doubles (s), et pourcentage des appuis doubles et simples à droite et à gauche. Le caractère significatif des paramètres a été évalué à l'aide du test de Wilcoxon (REY et NEUHÄUSER, 2011) avec un niveau significatif de 0,05.

A l'aide du logiciel OpenSim, nous avons déterminé la cinématique des membres inférieurs. Le modèle utilisé pour déterminer cette cinématique a été développé par

MALDONADO et al., 2018 et mis à l'échelle pour correspondre à l'anthropométrie de C et H en fonction de la position 3D des marqueurs réfléchissants.

La cinématique inverse a été réalisée avec le logiciel OpenSim. Seuls les cycles de marche avec des erreurs maximales des marqueurs (EMM) inférieures à 3 centimètres ont été sélectionnés. Les valeurs angulaires des articulations lombaires, de la hanche, du genou et de la cheville dans les plans sagittal, frontal et transversal ont été extraits, ainsi que l'orientation 3D du bassin. Les angles articulaires ont été définis entre les segments proximaux et distaux de l'articulation avec la séquence d'Euler "ZX'Y" autour d'axes mobiles. L'orientation du bassin a été définie par rapport aux axes de référence du laboratoire c'est-à-dire l'axe X pointant vers l'avant, Y pointant vers le haut et Z pointant latéralement vers la gauche. Les angles des articulations lombaires et de la hanche ont également été exprimés en fonction des axes de référence du laboratoire afin de prendre en compte les effets de l'orientation du bassin. Les valeurs moyennes angulaires des articulations ont été normalisées, exprimées en pourcentage du cycle de marche et présentées dans cette étude.

Traitement des données dynamiques

Après les acquisitions de marche, les données des plateformes de force ont été filtrées par un filtre Butterworth passe-bas de quatrième ordre avec une fréquence de coupure de 10Hz. De plus, seuls les cycles pendant lesquels les pieds étaient en contact avec deux plateformes de force différentes ont été considérés. La dynamique inverse a été réalisée avec OpenSim en fournissant notamment les forces et les couples mesurés par ces mêmes plateformes mais aussi en utilisant l'anthropométrie du modèle mis à l'échelle. Les moments ont été calculés au centre de l'articulation et normalisés pour être exprimés en pourcentage du cycle de marche. Les résultats sont présentés en $\text{Nm}/(\text{poids du corps} \times \text{hauteur du corps})$ pour comparer les couples articulaires des jumelles sans prendre en compte l'influence de l'anthropométrie.

Les puissances articulaires ont été calculées par combinaison de la dynamique inverse et de la cinématique inverse disponibles pour un cycle de marche complet. La vitesse angulaire a été calculée à partir de la position angulaire en radian, puis filtrée par un filtre Butterworth passe-bas de quatrième ordre avec une fréquence de coupure de 10 Hz, avant d'être multipliée par le moment en Nm. La puissance articulaire finale a ensuite été divisée par la masse de C et H pour être exprimée en Watt/kg.

4.1.3 Résultats de l'AQM

Activité musculaire

Les résultats de l'analyse de l'activité musculaire sont présentés dans la figure 4.4 pour les trois articulations étudiées : hanche, genou et cheville. Pour chaque articulation, l'activité des principaux extenseurs et fléchisseurs de C et H est comparée. Des différences mineures ont été constatées entre les membres droit et gauche pour C et H de la même manière. On observe concernant C que l'activité du biceps

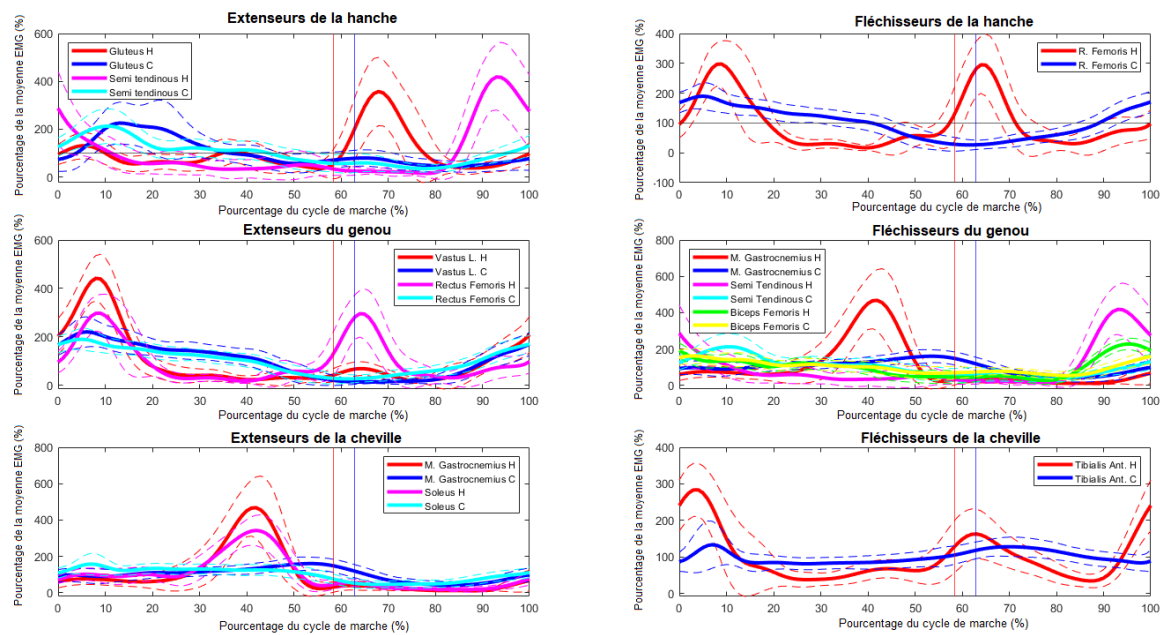


Figure 4.4 – *Activité musculaire moyenne pour C et H. La colonne de gauche présente les muscles extenseurs et celle de droite les muscles fléchisseurs. Chaque ligne présente une articulation précise avec de haut en bas, la hanche, le genou et la cheville. Les lignes pleines et pointillées représentent respectivement l'activation moyenne et la déviation standard. Le début de la phase d'oscillation est représentée par la ligne verticale rouge pour H et bleue pour C.*

femoris recouvre partiellement celle du gastrocnémien médial et du semi-tendineux sur la figure concernant les fléchisseurs du genou. Contrairement à H où l'on observe un pattern d'activation clair et défini à chaque cycle de marche, les activations musculaires de C sont plus floues et varient d'un cycle à un autre. Les fléchisseurs de l'ensemble des articulations de C ne varient pas tout le long du cycle.

Afin d'apporter davantage de précision, le tableau 4.2 résume l'étude des périodes d'activation des huit muscles de cette étude. Un nombre différent d'activations musculaires est considéré pour chaque cycle de marche et chaque muscle. La proportion totale du cycle de marche pendant laquelle le muscle est activé est donnée pour chaque muscle.

Muscles	C			H		
	N	P (%)	T (%)	N	P (%)	T (%)
Biceps Femoris	1	46	99.8±0.1			
	2	36	85.7±19.1	2	67	53.3±16.6
	3	27	81.4±4.7	3	33	60.6±13.7
Rectus Femoris				2	53	51.9±14.5
				3	43	60.3±9.4
Medial Gastrocnemius	1	52	82.1±12.8	1	64	39.8±16.1
	2	45	81.2±8.3	2	25	43.7±10.9
Gluteus	1	47	72.9±24.2	1	20	26.6±13.5
	2	45	72.9±18.0	2	40	49.9±15.2
				3	28	51.1±12.8
Soleus	1	44	90.4±17.2	1	70	53.2±10.0
	2	56	75.3±6.5	2	23	58.5±13.9
Semi tendinous	1	20	84.0±21.8			
	2	63	72.4±18.4	2	69	40.1±12.1
	3	14	76.5±6.5	3	26	52.9±13.0
Tibial anterior	1	98	98.9±6.2			
				2	14	74.9±15.0
				3	73	59.5±12.4
				4	11	71.5±6.2
Vastus lateralis	1	98	71.0±6.5			
				2	45	44.7±12.1
				3	43	57.7±12.7

Table 4.2 – Pourcentage d'activation musculaire pendant un cycle de marche. *N* : nombre d'activations, *P* : pourcentage de cycles de marche avec *N* activations, *T* : pourcentage total d'activation musculaire pendant un cycle de marche.

Cinématique

L'étude de la cinématique est réalisée en se basant sur 55 cycles de marche pour H et 76 pour C. Les principaux résultats spatio-temporels moyennés sont présentés dans le tableau 4.3. Le double appui droit (resp. gauche) correspond à la phase de double appui du cycle de marche qui commence par le contact du pied droit (resp. gauche) avec le sol et se termine par le départ du pied gauche (resp. droit) du sol. L'appui double total (resp. l'appui simple) correspond à la somme des appuis doubles (resp. des appuis simples) droit et gauche pendant un cycle de marche. L'appui correspond au pourcentage du cycle de marche pendant lequel le pied étudié est au sol. Afin de déterminer s'il y a une différence significative entre C et H pour les différents

Table 4.3 – Paramètres spatio-temporels pour H et C. *vCoM* : vitesse du centre de masse, en m/s. " : $p\text{-val} > 0,05$. * : les valeurs pour la droite et la gauche sont significativement différentes.

	C	H	p-val
vCoM (m/s)	0.525±0.110	1.247±0.104	<0.001
Cadence (pas/min)	131.3±13.7	130.6±7.1	0.98"
Durée d'un cycle (s)	0.925±0.069	0.919±0.039	0.23"
Durée d'un pas (s)	0.4617±0.0471	0.4606±0.0255	0.8"
Longueur d'un cycle (mm)	480.0±117.0	1143.0±87.0	<0.001
Longueur d'un pas (mm)	395.8±135.9*	582.6±47.9*	<0.001
Longueur pas droit (mm)	264.5±50.5	566.9±46	<0.001
Longueur pas gauche (mm)	495.4±113.9	597.3±45.2	<0.001
Durée double support (s)	0.23±0.05	0.16±0.002	<0.001
Pourcentage double support droit (%)	13.5±3.8	9.0±1.3	<0.001
Pourcentage double support gauche (%)	12.3±3.4	8.8±1.6	<0.001
Durée simple support (s)	0.68±0.08	0.75±0.03	<0.001
Pourcentage simple support droit (%)	37.2±5.0	40.9±1.8	<0.001
Pourcentage simple support gauche (%)	37.2±5.3	41.2±2.6	<0.001
Phase d'appui (%)	62.8±4	58.5±1	<0.001

paramètres de marche, une valeur "p-val" est calculée basée sur le test de Wilcoxon (REY et NEUHÄUSER, 2011). Pour H et C, la longueur d'un pas droit (pied gauche en phase d'oscillation) et d'un pas gauche (pied droit en phase d'oscillation) est significativement différente (variabilité intra-sujet). La p-value calculée pour C est inférieure à 0.001, et elle est égale à 0.0024 pour H. Les pas gauche sont plus longs pour H et C, mais l'écart-type associé à la longueur d'un pas gauche pour C présente une grande variabilité concernant cette donnée. De manière générale, C présente des écarts-types plus importants pour l'ensemble des paramètres étudiés.

La figure 4.5 présente les valeurs angulaires du bassin, de la hanche, du genou, de la cheville et des lombaires. La flexion/extension se fait autour de l'axe médio-latéral, l'adduction/abduction autour de l'axe postéro-antérieur et la rotation in-

terne/externe autour de l'axe vertical. La valeur moyenne, minimale et maximale de l'amplitude du mouvement pour chaque articulation droite et gauche est indiquée dans le tableau 4.4. La convention de signe est la même que celle décrite dans la figure 4.5.

Articulations	Sujet	Moyenne		Maximum		Minimum	
		Left	Right	Left	Right	Left	Right
Inclinaison antérieure(+)/postérieure(-) bassin	H	15.1±1.5		11.8±1.7		20.2±1.7	
	C	-6.1±2.7		-10.0±2.8		-2.7±2.9	
Roulement gauche(-)/droit(+) bassin	H	5.2±1.1		-2.4±2.0		12.4±1.6	
	C	-7.3±1.4		-13.5±2.1		0.6±2.1	
Rotation droite(-)/gauche(+) bassin	H	-0.1±1.8		-6.9±2.9		4.6±2.9	
	C	7.3±4.9		0.3±5.5		15.3±5.8	
Flexion(+)/Extension(-) Hanche	H	-6.3±1.9	-5.7±2.0	-41.9±2.2	-35.6±2.6	18.9±3.4	14.3±3.3
	C	35.2±4.5	31.1±4.6	22.2±5.5	16.8±5.9	50.1±5.2	47.0±5.6
Adduction(+)/Abduction(-) Hanche	H	7.0±1.4	-3.7±1.3	-4.3±1.9	-14.9±1.7	17.4±2.3	7.3±2.3
	C	-8.7±2.7	-2.9±3.1	-18.4±3.3	-11.2±2.8	1.9±3.2	5.1±3.9
Rotation externe(-)/interne(+) Hanche	H	3.1±2.1	2.7±1.7	-4.4±4.3	-4.2±3.2	10.0±2.8	9.4±2.7
	C	15.2±3.6	-11.2±2.9	6.6±4.3	-22.1±3.9	23.6±4.7	-1.4±3.5
Flexion(-)/Extension(+) Genou	H	-26.0±1.67	-24.5±1.8	-65.8±3.1	-62.4±4.3	-4.2±1.3	-1.5±1.2
	C	-55.5±2.7	-54.3±3.9	-74.5±5.0	-72.3±5.6	-40.5±3.6	-39.9±3.6
Adduction(+)/Abduction(-) Genou	H	0.3±0.4	1.2±0.4	-4.5±0.7	-1.8±0.4	3.4±0.4	4.9±0.1
	C	-0.9±2.0	-0.7±1.2	-3.9±1.5	-4.2±0.7	2.6±2.0	3.8±1.4
Dorsiflexion(+)/PlantarFlexion(-) Cheville	H	4.2±1.2	4.6±1.0	-7.8±4.0	-8.6±3.7	15.4±1.4	17.6±1.2
	C	20.0±2.4	21.2±2.0	14.4±2.6	15.7±3.3	26.5±3.9	27.0±2.5
Eversion(-)/Inversion(+) Cheville	H	2.7±3.1	-5.0±2.8	-6.5±4.2	-12.6±4.0	14.6±3.5	5.1±3.6
	C	-23.6±3.3	-28.4±2.7	-26.9±3.8	-32.1±4.0	-19.9±3.0	-25.1±2.5
Extension(+)/Flexion(-) Lombaire	H	-29.0±1.7		-36.8±1.9		-23.4±3.0	
	C	-7.3±2.4		-10.2±3.1		-4.4±2.2	
Penchement Lombaire gauche(-)/droit(+)	H	-6.4±1.5		-18.4±2.1		7.0±2.4	
	C	6.1±2.1		-5.3±3.2		15.8±3.0	
Rotation Lombaire droite(-)/gauche(+)	H	-1.7±3.3		-12.5±3.6		9.0±5.4	
	C	8.7±2.8		0.7±3.6		17.9±3.2	

Table 4.4 – Valeurs minimales, maximales et moyennes (en degrés) pour chaque angle articulation pour un cycle de marche. Pour la cheville, le genou et la hanche, les valeurs du membre droit et du membre gauche sont fournies séparément. Les angles du bassin et des lombaires correspondent à un cycle droit. Les conventions de signes sont aussi indiqués et correspondent à ceux de la figure 4.5

On observe que les valeurs angulaires des différentes articulations de H et C sont significativement différentes, sauf concernant l'abduction de la hanche droite pendant environ 30% du cycle de marche. Cependant, cette ressemblance n'est pas retrouvée pour la hanche gauche et peut être simplement un coïncidence ponctuelle. L'orientation du bassin et de la colonne lombaire est également très différente chez H et C. C est davantage fléchie (flexion de la hanche) et donc penchée vers l'avant. La hanche, le genou et la cheville de C sont constamment fléchis dans des amplitudes de mouvement qui sont très différentes des schémas articulaires de H. Cette flexion constante est cohérente avec le diagnostic établi par le corps médical de "Crouch gait" comme défini dans le contexte de ce manuscrit. Les données cinématiques de C possèdent toutes une caractéristique commune : leur manque d'évolution au cours du temps comparativement aux données de H. Cette caractéristique est propre à la PC spastique qui réduit de manière importante l'amplitude des mouvements réalisés dûs au tonus musculaire important présent qui rend difficile l'extension de membres notamment inférieurs.

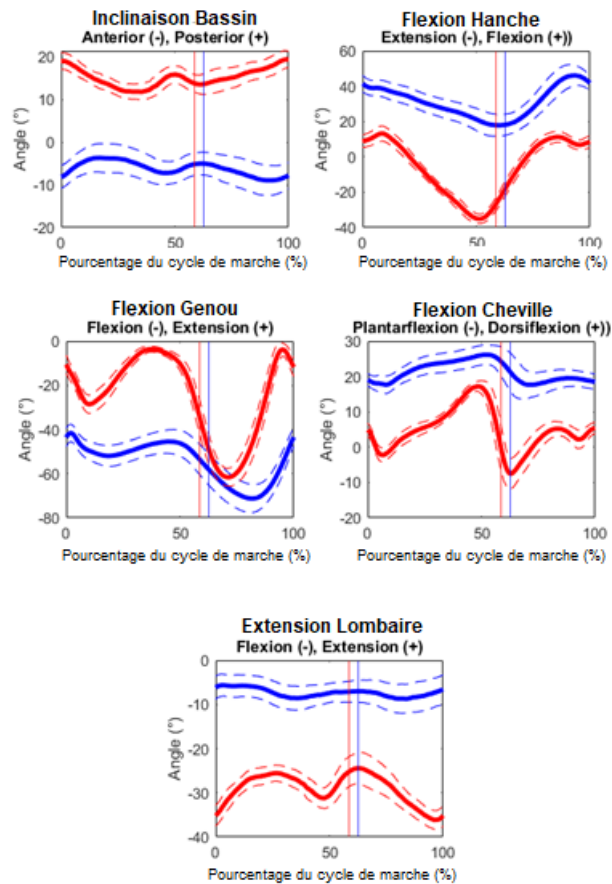


Figure 4.5 – Cinématique des différentes articulations étudiées. Les lignes rouges correspondent aux valeurs de C, les lignes bleues correspondent aux valeurs de H. Moyenne : ligne pleine, déviation standard : ligne pointillée. La fin de la phase d'appui est représentée par la ligne verticale : rouge pour H et bleue pour C.

Dynamique et puissance

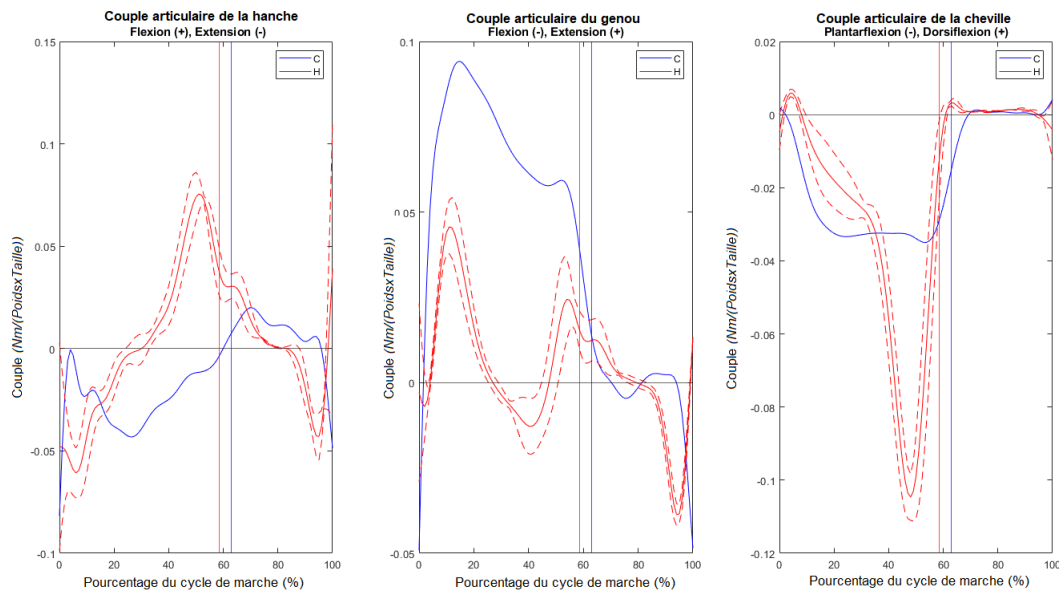


Figure 4.6 – Couples des différentes articulations étudiées. Les lignes rouges correspondent aux valeurs de H, les lignes bleues correspondent aux valeurs de C. Moyenne : ligne pleine, déviation standard : ligne pointillée. La fin de la phase d'appui est représentée par la ligne verticale : la rouge pour H et la bleue pour C.

Dynamique Le couple d'extension maximal au niveau du genou mesuré par un dispositif isocinétique est de $33Nm$ pour C et $70Nm$ pour H, et le couple de flexion maximal est de $10Nm$ pour C et $30Nm$ pour H.

La figure 4.6 présente les résultats de la dynamique inverse réalisée avec OpenSim pour les articulations de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal pour l'ensemble du cycle de marche. L'analyse dynamique inverse a été réalisée avec un nombre très limité de cycles : 1 pour C et 3 pour H (correspondant aux foulées droites) en raison des difficultés à placer correctement leurs pieds sur deux plateformes consécutives. Concernant H, on observe peu de différences entre la dynamique des articulations des membres droit et gauche.

On observe que pour les articulations de la cheville et de la hanche, C présente des moments plus faibles avec des variations plus douces que H pouvant expliquer l'incapacité de C à avoir une marche moins fléchie. Contrairement aux articulations précédentes, le moment d'extension du genou de C est presque deux fois plus élevé que celui de H pendant la phase d'appui. De plus, les moments pour les deux jumelles semblent également être très variables avant et après chaque heelstrike.

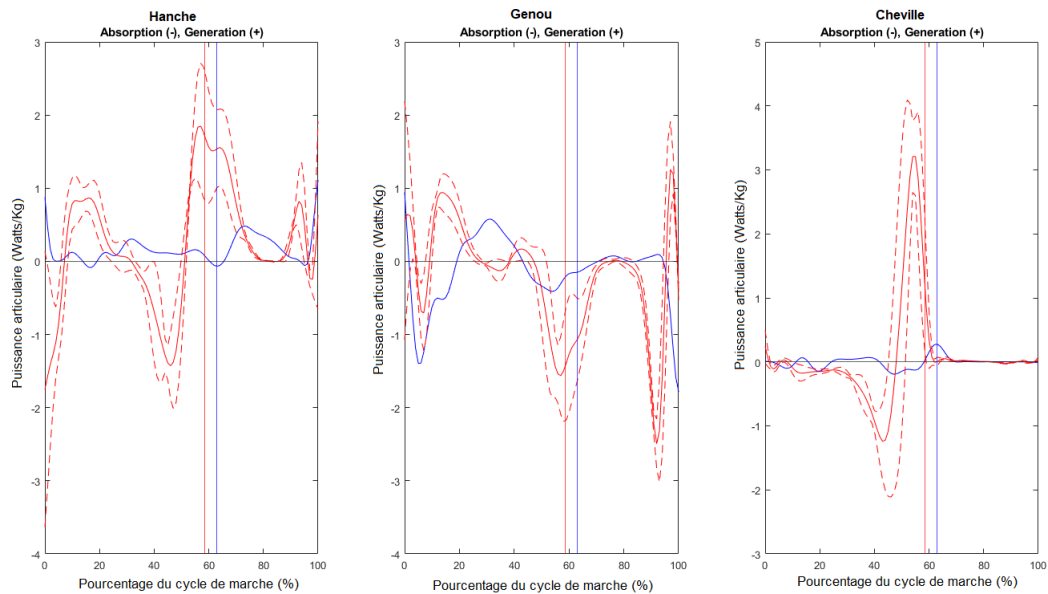


Figure 4.7 – Puissances des différentes articulations étudiées. Les lignes rouges correspondent aux valeurs de H, les lignes bleues correspondent aux valeurs de C. Moyenne : ligne pleine, déviation standard : ligne pointillée. La fin de la phase de stance est représentée par la ligne verticale : la rouge pour H et la bleue pour C.

Puissance Les puissances articulaires de la hanche, du genou et de la cheville sont représentées sur la figure 4.7 exprimées en Watts/kg. Globalement, H développe davantage de puissances articulaires que sa soeur notamment au niveau de la cheville (puissance maximale : 4 Watts/Kg). Comme les résultats dynamiques sont nécessaires pour obtenir la puissance articulaire, très peu de cycles de marche ont pu être analysés. Pour la hanche et la cheville, les valeurs de puissance de C sont inférieures à celles de H. Les valeurs de la puissance autour du heelstrike montrent une grande variabilité pour H. Les résultats de C ne pourront pas être généralisé à l'ensemble des cycles de marche étant donné qu'un cycle a été considéré pour cette étude.

4.1.4 Discussions

Cette étude a pour but de comparer les données cinématiques, électromyographiques, dynamiques et autres paramètres importants de la marche de C et H. Cette étude a pour finalité la création d'un exosquelette personnalisé pour C. Ainsi, les résultats obtenus ne peuvent pas être généralisés à une autre population mais peuvent être une base pour une comparaison avec d'autres sujets. Cette étude a pour but d'enrichir la compréhension de la paralysie cérébrale spastique et de la différence existante entre 2 jumelles dont uniquement une seule est atteinte de paralysie cérébrale spastique. Ce cas de figure permet de réaliser une comparaison intéressante sachant que

l'anthropométrie des jumelles est proche et qu'elles sont de vraies jumelles. Dans un souci de clarté, la discussion est divisée en deux parties, une pour chaque jumelle.

Concernant H

Les résultats EMG obtenus pour H correspondent à ceux retrouvés dans la littérature. En effet, on observe un même pattern d'activations que dans WOOTTEN et al., 1990 avec une vraie distinction entre les phases de repos et d'activations. La variation du nombre d'activation musculaire est là-aussi normale et correspond notamment à ce qui est observé chez NARDO et al., 2018 ce qui conforte la validité et la réalisation du protocole pour l'acquisition EMG. Il y a peu de différences entre les couples articulaires à droite et à gauche pour les trois articulations étudiées de H. La conclusion est la même pour les données dynamiques comparativement à OUNPUU et al., 1991 malgré le nombre très limité de cycles de marche complets disponibles avec un contact approprié du pied sur la plateforme. Ces difficultés expérimentales étaient attendues, car elles sont courantes pour les études d'analyse de la marche avec la population pédiatrique : la distance entre les plates-formes était effectivement trop longue, même pour H. En comparaison à MARCHITTO et al., 2020 qui a étudié les mêmes sujets C et H, les résultats obtenus sont concordants. Quelques différences par rapport à la littérature sont à noter notamment sur l'adduction/abduction du genou et de la hanche de H entre le côté gauche et droit. Cette différence peut être expliquée par la différence de longueur de la jambe gauche qui semble être légèrement plus longue. Cette différence de longueur peut être cependant aussi due à une erreur de mise à l'échelle du modèle, de mesure ou de placements des marqueurs réfléchissants.

Concernant C

Ayant validé précédemment le protocole de H et comme il est identique à celui de C, les résultats obtenus concernant C pour l'activité musculaire, la cinématique et la dynamique peuvent être considérés comme valides. De plus, les résultats obtenus sont cohérents avec son diagnostic de *Crouch Gait* : les articulations des membres inférieurs sont trop fléchies. Les moments développés sont plus faibles que ceux affichés par H, sauf pour le genou, pour lequel le moment d'extension pendant la position est deux fois plus élevé que celui de H, ce qui est typique du *Crouch Gait*. Les muscles de C sont également activés sur de plus longues périodes du cycle de marche et elle est incapable de produire de brefs pics d'activation. Selon HICKS et al., 2008, l'activation constante affichée par C est typique des patients présentant un

Crouch Gait. Les auteurs ont constaté que la marche accroupie réduisait les capacités d'extension des muscles extenseurs de la hanche et du genou, indépendamment de leurs schémas d'activation.

En ce qui concerne les paramètres spatio-temporels, il est clair que H marche plus vite que C et avec une démarche plus régulière. Par rapport aux résultats présentés par MARCHITTO et al., 2020, C et H sont maintenant plus rapides, mais la différence de vitesse est plus significative pour H que pour C. La différence de proportion du cycle de marche passée avec les deux pieds au sol est significative pour C : elle passe plus de temps dans une phase de double appui, probablement pour assurer la stabilité, et sa phase d'appui est plus longue que celle de H. La longueur d'un pas est aussi différente pour les deux jumelles. H prend davantage appui et plus longtemps sur sa jambe gauche ce qui peut être expliqué par la différence de longueur de jambe existante entre son côté gauche et droit. Concernant C, la longueur d'un pas gauche est presque le double de celle d'un pas droit, bien qu'il y ait une grande variabilité associée au pas gauche. On peut expliquer cette différence par les différences de flexion de la hanche et du genou droits et gauches : le genou et la hanche gauches sont plus fléchis, de quelques degrés, que les articulations droites : comme les articulations droites sont moins tendues, la jambe peut parcourir une plus grande distance pendant la phase d'oscillation. L'orientation du bassin pourrait également expliquer cette différence, car le bassin de C est constamment penché vers la gauche.

Le *Crouch Gait* est plus évident au niveau du genou. Cette pathologie est décrite par SUTHERLAND et DAVIDS, 1993 comme une flexion accrue du genou pendant la phase d'appui d'au moins 30° . Les genoux de C présentent les mêmes mouvements de flexion et d'extension que H mais les angles de flexion sont plus élevés. Le genou gauche est plus fléchi que le droit pendant tout le cycle de marche, avec des différences significatives entre la fin de la phase d'appui et le milieu du mouvement. Ceci est cohérent avec les dossiers médicaux fournis par les parents de C, qui indiquent que son membre gauche est plus affecté. Les hanches de C ne sont jamais en extension : la flexion varie de 18° à 46° pour la jambe droite. La hanche gauche est plus fléchie que la droite, avec une valeur moyenne de $35,2^\circ$ (gauche) et $31,1^\circ$ (droite). Cette flexion excessive est cohérente avec les résultats de LIN et RYMER, 1991 et selon SANGEUX et ARMAND, 2015, elle est associée à une bascule antérieure du bassin, ce qui est confirmé par nos résultats (valeur moyenne : $6,1^\circ$ de bascule antérieure). Une suractivité des fléchisseurs de la hanche et/ou une faiblesse des extenseurs de la hanche peut en être aussi à l'origine. Nous avons constaté que les fléchisseurs (rectus femoris) et les extenseurs (gluteus et semi-tendineux) sont activés pendant une grande partie du cycle de marche, et surtout au moment où C

est debout immobile. Les chevilles de C sont constamment en dorsiflexion, la droite étant légèrement plus fléchie que la gauche. Cette dorsiflexion constante est commune aux enfants ayant un *Crouch Gait*, et est nécessaire pour poser le pied à plat sur le sol, étant donné l'orientation de la jambe. La succession des flexions plantaires et des dorsiflexions est la même pour H et pour C, mais l'amplitude du mouvement de C est plus faible autour de la valeur moyenne ($\pm 5^\circ$). Ses chevilles sont également en éversion constante avec de très légères variations autour de la valeur moyenne ($\pm 2^\circ$ pour les deux côtés). La cheville droite de C est plus en éversion (moyenne : $28,4^\circ$) que sa cheville gauche (moyenne : $23,6^\circ$). Cette éversion excessive, ajoutée aux autres déviations dans les plans frontal et transversal, la fait marcher sur le bord intérieur de ses pieds.

Concernant les puissances articulaires, on remarque que H développe davantage de puissances articulaires et de couples que sa soeur. Concernant les couples articulaires, C possède un couple articulaire au niveau du genou plus élevé que celui de sa soeur. Ce couple peut être justifié par la spasticité davantage présente au niveau de l'articulation du genou que sur le reste des articulations contre laquelle C essaye de lutter.

4.1.5 Conclusions

Les résultats cinématiques, dynamiques, EMG et autres paramètres spatio-temporels de C et H étaient conformes à la littérature notamment pour C avec le *Crouch Gait*. C présente une marche fléchie notamment due à une activation musculaire des fléchisseurs constante et donc des articulations trop fléchies. L'étude de l'activité musculaire a montré que les muscles de ses membres inférieurs étaient suractivés, aussi bien les fléchisseurs que les extenseurs. Les moments produits étaient inférieurs à ceux de H, à l'exception du genou. Les puissances articulaires n'étaient pas conformes à celles de H mais les données utilisées pour ces deux derniers résultats ne sont pas représentatives car peu nombreuses. Une étude complémentaire des couples et puissances articulaires serait nécessaire. L'ensemble de ces analyses et des données va nous permettre de déterminer un modèle en 3 dimensions de C puis de corriger la marche de cette dernière en prenant pour référence les données de sa soeur H. Le choix des sujets de l'étude, deux sœurs jumelles aux anthropométries proches, est voulu et permet d'avoir une correction personnalisée dans un contexte de correction avec un exosquelette personnalisé ainsi qu'une comparaison adéquate et précise de leurs marches car leur anthropométrie est relativement proche.

Questions

Une fois l'AQM réalisée, différentes données peuvent être pertinentes à utiliser afin de réaliser une modélisation fidèle de la marche pathologique de C.

Quels paramètres doivent être utilisés ? Sur quelle base de modèle doit-on itérer ? ?

Peut-on se baser sur un modèle issu du modèle pendulaire pour la phase oscillante ?

Publications

- M. Marchitto, S. Otmani, B. Watier (2020) Gait analysis comparison of two twins : one healthy and one with spastic cerebral palsy, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 23 :sup1, S186-S188, DOI : 10.1080/10255842.2020.1816301
- M. Marchitto, S. Otmani, B. Watier (2020) Ground reaction forces of two twins during gait : One healthy and one with spastic cerebral palsy, *Gait & Posture*, Volume 81, Supplement 1, Pages 221-222, DOI : 10.1016/j.gaitpost.2020.08.004.
- A. Chaumeil, S. Otmani, B. Watier (2021), Comparison of muscles activity of two twins, one with cerebral palsy. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24 :sup1, S275-S276, DOI : 10.1080/10255842.2021.1978758

4.2 Modélisation double pendule

4.2.1 Introduction

Cette partie se concentre tout d'abord sur la modélisation et la caractérisation de l'effet de la spasticité sur un cycle de marche de C qui présente une PC spastique. Une marche est une succession de plusieurs cycles de marche qui sont déterminés par deux "heelstrikes" consécutifs du même pied ARMAND et al., 2016. Ainsi, les cycles de marche droits et gauches sont définis en fonction du pied considéré. Pour modéliser le cycle de marche, on considérera dans ce travail un double pendule composé de la hanche et du genou comme articulations mobiles. Ce modèle représente la phase de balancement du mouvement qui est responsable de l'amplitude du mouvement du pas. Afin de simplifier le modèle et de rendre les équations mécaniques plus simples à implémenter, on considérera les chevilles comme n'ayant pas de mobilité. Cette simplification doit être vue dans un contexte médical de rééducation comme la mise en place d'une orthèse de cheville visant à immobiliser l'articulation de la cheville.

La modélisation du comportement "double-pendule" dans un contexte de paralysie cérébrale n'est pas commun et permet de prendre en compte les muscles fléchisseurs et extenseurs des articulations voisines. Ainsi, cette partie a pour vocation d'effectuer une première modélisation du membre inférieur pendant la phase pendulaire. Une amélioration de cette modélisation est prévue dans la section *Simulation et modélisation de la marche*.

4.2.2 Méthodologie et données utilisées

Concernant cette partie, les données utilisées sont les mêmes que celles obtenues dans la partie précédente lors de l'AQM. On se focalisera ici sur un cycle de marche précis, un cycle gauche, de C avec les activations musculaires correspondantes ainsi que les données cinématiques obtenues pour ce cycle de marche. Cette simplification nous permet de nous focaliser sur le modèle. De plus, la marche de C pourra être reproduite par itération de ce cycle de marche sans trop d'erreur. Les muscles considérés pour cette partie sont présentés dans le tableau 4.5. Une fois les données recueillies, les trajectoires angulaires de la cuisse et de la jambe sont modélisées à l'aide des équations du double pendule et des équations définies dans FEE et FOULDS, 2004 (Equation 4.1 et 4.2) en conservant les améliorations que nous avons fait au modèle (addition d'un couple dépendant de la position angulaire, dépendance claire aux activités musculaires). Le pied est considéré comme une masse ponctuelle

Table 4.5 – Liste des muscles considérés et leurs rôles.

Muscles	Acronyme	Fonction
Medial gastrocnemius	M.G	Fléchisseur genou et Extenseur Cheville
Rectus femoris	R.F	Flechisseur hanche Extenseur genou
Vastus lateralis	V.L	Extenseur genou
Semi-tendinous	S.T	Fléchisseur genou et Extenseur hanche
Biceps femoris	B.F	Fléchisseur genou
Gluteus maximus	G.M	Extenseur hanche

à l'extrémité de la jambe. La modélisation de la spasticité du muscle du genou et de la hanche est effectuée à l'aide des équations développées dans FEE et FOULDS, 2004. Le modèle de spasticité FEE et FOULDS, 2004 développé pour un degré de liberté (DDL) est utilisé (équation 4.5).

Pour l'articulation de la hanche :

$$\begin{aligned} & \ddot{\Theta}_1(m_1d_1^2 + I_1 + m_2l_1^2 + m_3l_1^2) + \ddot{\Theta}_2(m_2l_1d_2\cos(\Theta_1 - \Theta_2) - m_3l_1l_2\cos(\Theta_1 - \Theta_2)) + \\ & \dot{\Theta}_2^2(m_2l_1d_2\sin(\Theta_1 - \Theta_2) + m_3l_1l_2\sin(\Theta_1 - \Theta_2)) + \\ & g * \sin(\Theta_1)(m_1d_1 + m_2l_1 + m_3l_1) + \\ & T_{SpasticityModel} + T_{act} = 0 \quad (4.1) \end{aligned}$$

Pour l'articulation du genou :

$$\begin{aligned} & \ddot{\Theta}_2(m_2d_2^2 + I_2 + m_3l_2^2) + \ddot{\Theta}_1(m_2l_1d_2\cos(\Theta_1 - \Theta_2) + m_3l_1l_2\cos(\Theta_1 - \Theta_2)) + \\ & \dot{\Theta}_1^2(-m_2l_1d_2\sin(\Theta_1 - \Theta_2) - m_3l_1l_2\sin(\Theta_1 - \Theta_2)) + \\ & g * \sin(\Theta_2)(m_2d_2 + m_3l_2) + \\ & T_{SpasticityModel} + T_{act} = 0 \quad (4.2) \end{aligned}$$

avec :

- $\Theta_{1/2}$, $\dot{\Theta}_{1/2}$, $\ddot{\Theta}_{1/2}$: position angulaire, vitesse et accélération relatives de l'articulation de la hanche (1) et de l'articulation du genou (2).
- $I_{1/2}$: moment d'inertie de la cuisse et de la jambe exprimé au centre de l'articulation,
- d_1, d_2 : distance entre l'articulation de la hanche(1)/du genou(2) et le centre de masse de la cuisse/de la jambe
- l_1, l_2 : longueur de la cuisse et de la jambe
- m_1, m_2, m_3 : masse de la cuisse, de la jambe et du pied
- $T_{SpasticityModel}$: Couples produits par le modèle de spasticité pour chaque

articulation

— T_{act} : Vecteurs de couple produit par des activations musculaires volontaires. Ce modèle ne considère pas les forces de contact comme des forces externes au système. Seule la gravité est prise en compte ici.

T_{act} représente les vecteurs des couples articulaires produits par les activations des muscles fléchisseurs et extenseurs de chaque articulation et représente la première nouveauté du modèle que nous avons ajoutée. Les fléchisseurs sont considérés lors de la flexion et les extenseurs lors de l'extension (voir Tableau 4.5 pour le détail des muscles et leurs fonctions). Ainsi, en fonction de l'articulation étudiée et de la phase de la marche (extension ou flexion), T_{act} peut être défini comme ce qui suit :

Pour la hanche :

$$T_{actHanche} = [S.T_{vector}, G.M_{vector}, V.L_{vector}, R.F_{vector}] \quad (4.3)$$

Pour le genou :

$$T_{actGenou} = [S.T_{vector}, M.G_{vector}, B.F_{vector}, R.F_{vector}] \quad (4.4)$$

Dans cette partie, 2 modèles spastiques sont ainsi définis :

Modèle A Dans ce modèle, le moment d'application des couples d'activations musculaires (T_{act}) correspond à l'instant réel des activations musculaires obtenues à partir des données EMG. L'amplitude de ces couples est quant à elle obtenue par GA.

Modèle B Pour ce modèle, les couples T_{act} sont appliqués pendant tout le cycle et non plus aux moments d'activations correspondant aux données EMG et leurs amplitudes sont optimisées par des algorithmes génétiques. Ce modèle a pour but de compenser les erreurs potentielles lors de la détection des activations musculaires.

4.2.3 Modèle de spasticité considéré

Les équations de mouvement de la cuisse et de la jambe sont données respectivement par les équations 4.1 et 4.2 pour les extenseurs (indice e , lorsque $\Theta' < 0$) et les fléchisseurs (indice f , lorsque $\Theta' \geq 0$). Ainsi, les extenseurs sont considérés lors de la flexion (la spasticité due aux extenseurs aura un impact sur la flexion) et le raisonnement est le même pour les fléchisseurs. Le couple dû à la spasticité basé sur FEE et FOULDS, 2004 avec un ajout de couple dépendant de la position angulaire (car la spasticité est aussi dépendante de l'amplitude du mouvement) est présenté

dans l'équation 4.5.

$$T_{SpasticityModel} = B_{e,f}\Theta' + K_{e,f}\Theta + T_{e,f} + B\Theta' + K\Theta \quad (4.5)$$

avec :

- B_e, B_f : coefficients d'amortissement,
- K_e, K_f : coefficients de rigidité,
- T_e, T_f : couples de rigidité non linéaires définis par WINTERS, 1985 comme $K1_{e,f}(e^{-K2_{e,f}\Theta} - 1)$.
- $B = BE$ ou BF : gains de rétroaction de vitesse pour l'extension (BE) ou la flexion (BF).
- $K = KE$ ou KF : gains de rétroaction de position pour l'extension (KE) ou la flexion (KF).

On considère que les gains BE, BF, KE et KF sont appliqués pendant toute la marche sans interruption et avec une amplitude inconnue car la quantification de la spasticité dans une activation musculaire ne peut pas être faite facilement et avec précision. Les gains KE et KF sont les secondes nouveautés de ce modèle que nous avons ajoutés. Leurs valeurs sont obtenues à l'aide d'un GA.

Les valeurs des coefficients d'amortissement (B_e et B_f) correspondant à la partie amortissante des fibres musculaires, des coefficients de rigidité (K_e et K_f), et des couples de rigidité non linéaires, dépendants des coefficients $K1$ et $K2$, restent inconnues pour les articulations de la hanche et du genou et seront déterminées à l'aide de GA.

Dans cette partie, le GA a pour but de déterminer 2 chromosomes : un pour l'articulation de la hanche (équation 4.6) et un pour l'articulation du genou (équation 4.7) définis comme suit :

$$C_{Hanche} = [K_e, K_f, B_e, B_f, K1_e, K2_e, K1_f, K2_f, BF_{vector}, BE_{vector}, KF_{vector}, KE_{vector}, T_{actHanche}] \quad (4.6)$$

$$C_{Genou} = [K_e, K_f, B_e, B_f, K1_e, K2_e, K1_f, K2_f, BF_{vector}, BE_{vector}, KF_{vector}, KE_{vector}, T_{actGenou}] \quad (4.7)$$

avec $T_{actHanche}$ et $T_{actGenou}$ définis dans les équations 4.3 et 4.4.

Chaque cycle de marche a sa taille représentant le nombre de valeurs par cycle compte tenu de la fréquence d'échantillonnage. Ainsi, $BF_{vector}, BE_{vector}, KF_{vector},$

KE_{vector} , T_{actHip} et $T_{actKnee}$ ont la même taille que le cycle de marche étudié. En effet, lors d'une marche, des activations musculaires sont attendues mais il est compliqué de déterminer la part de la spasticité dans ces activations. Nous avons donc supposé que la spasticité est effective pendant tout le cycle de marche sans interruption et avec des amplitudes des couples spastiques inconnues déterminées par GA.

Pour déterminer les paramètres de chaque chromosome, l'algorithme génétique a été calculé avec les paramètres suivants :

- Nombre de paramètres à déterminer : (taille du cycle de marche) *10 + 16 paramètres pour la hanche et le genou.
- Nombre d'itérations : 5000,
- Nombre de chromosomes à tester à chaque itération : 1000,
- Nombre de génération maximale : 100,
- Valeur de tolérance : $1e^{-5}$

Un grand nombre de chromosomes à tester à chaque itération permet de converger rapidement vers une solution optimale. Le nombre d'itérations, la génération maximale et la valeur de tolérance permettent de considérer tous les cas possibles et de s'arrêter lorsqu'il n'y a pas d'amélioration significative de la fonction de coût. Les paramètres présentés ont été choisis après plusieurs essais pour trouver un compromis entre la précision des résultats, la convergence de la solution et le temps de calcul. La fonction de coût utilisée (Equation 4.8) est basée sur la différence entre les positions angulaires modélisées (déterminées par la résolution de l'équation différentielle en utilisant une méthode de Newton-Euler avec un pas de temps de 0,05s) et les positions angulaires expérimentales de la cuisse/de la jambe. La fonction de coût utilisée est basée sur le coefficient de détermination (R^2). La fonction de coût est définie comme suit pour chaque articulation :

$$Cost_{function} = 1 - R^2 = \frac{\sum_{i=1}^m (y_i - \hat{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^m (y_i - \bar{y})^2} \quad (4.8)$$

avec :

- m : nombre de mesures expérimentales,
- y_i : valeur de la mesure expérimentale i ,
- \hat{y}_i : données modélisées correspondantes,
- \bar{y} : moyenne de toutes les données expérimentales

A chaque itération, les chromosomes sont initialisés aléatoirement avec différents paramètres. La fonction de coût est ensuite calculée et l'algorithme poursuit son calcul jusqu'à trouver une solution optimale avec une fonction de coût optimale. La

fonction de coût finale utilisée correspond à la moyenne des fonctions de coût de la hanche et du genou.

Dans cette partie, une seule marche de C. a été choisie car les activations musculaires et la spasticité varient d'une marche à l'autre mais aussi d'un cycle de marche à un autre. Les résultats peuvent donc être significativement différents d'une marche à l'autre et d'un cycle de marche à un autre. Cette marche est divisée en 12 cycles de marche droite et gauche. Pour chaque modèle (A et B), 2 cycles de marche sont considérés : un cycle de marche droit et un cycle de marche gauche. Pour chaque cycle de marche, les côtés droit et gauche du membre inférieur sont modélisés. Ces cycles de marche ont été notamment choisis pour leur absence de problèmes dans leurs acquisitions. Le choix d'utiliser deux seuls cycles de marche a été fait afin de simplifier les temps de calculs, notamment dans la détermination des paramètres en utilisant un algorithme génétique et pour valider une méthode personnalisée d'étude des paramètres de la spasticité. La convergence vers une solution optimale aurait pris plus de temps voire n'aurait jamais convergé en fonction des paramètres pris en compte. Afin de quantifier l'écart de ces cycles avec les autres cycles de cette même marche, l'erreur quadratique moyenne normalisée (NRMSE) est calculée pour quantifier la différence entre les cycles choisis et les autres. La NRMSE correspond à l'erreur quadratique moyenne (RMSE) divisée par la moyenne du signal expérimental (équation 4.9). Le NRMSE va de 0 à 1, qui correspond au plus mauvais résultat.

$$RMSE = \frac{\sum_{i=1}^m (y_i - \hat{y}_i)^2}{m}; NRMSE = \frac{RMSE}{\bar{y}} \quad (4.9)$$

En considérant tous les cycles de marche droite de cette marche, le cycle de marche droit choisi a un NRMSE de 0,15 avec les autres cycles de marche droit. Pour le cycle de marche gauche, le cycle de marche gauche choisi a un NRMSE de 0.1332. Ces résultats montrent que les cycles de marche choisis sont relativement proches des autres cycles de la marche mais présentent cependant une différence significative.

4.2.4 Traitement des données

Valeurs angulaires

Les valeurs angulaires de la hanche et du genou obtenues après la modélisation ont été filtrés à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bas d'ordre 4 avec une fréquence de coupure de $10Hz$.

EMG

Pour rappel, les données EMG ont été filtrées avec un filtre Butterworth passe-bande d'ordre 4 entre 20 et 400Hz. Les onsets et offsets ont été déterminés manuellement après avoir déterminé le signal de base (baseline) et le seuil du signal.

Début et fin des activations musculaires volontaires

Les débuts et fins des activations musculaires sont présentés dans le tableau 4.6 pour un cycle de marche gauche et dans le tableau 4.7 pour un cycle de marche droit. La définition des onsets et offsets y est présentée.

Table 4.6 – Valeurs des débuts (onsets) et des fins (offsets) d'activations musculaires définies comme un pourcentage du cycle de marche gauche.

	1ère activation		2nd activation		3ème activation	
Muscles	Onset (%)	Offsets (%)	Onset (%)	Offsets (%)	Onset (%)	Offsets (%)
Rectus femoris	0.06	51	73	99	/	/
Vastus lateralis	0.06	52	80	100	/	/
Semi tendinous	0.05	44	54	60	86	100
Gluteus maximus	0.05	47	56	72	93	100
Medialis gastrocnemius	0.05	5	16	72	88	100
Biceps femoris	0.07	48	59	77	84	99

Table 4.7 – Valeurs des débuts (onsets) et des fins (offsets) d'activations musculaires définies comme un pourcentage du cycle de marche droit.

	1ère activation		2nd activation		3ème activation	
Muscles	Onset (%)	Offsets (%)	Onset (%)	Offsets (%)	Onset (%)	Offsets (%)
Rectus femoris	0.06	45	55	65	76	100
Vastus lateralis	0.06	45	53	66	84	99
Semi tendinous	0.17	45	56	72	85	89
Gluteus maximus	0.96	47	55	75	84	100
Medialis gastrocnemius	2	73	91	99	/	/
Biceps femoris	0.05	49	58	79	88	99

4.2.5 Résultats de la modélisation double-pendule

Modèle A

Comme expliqué, dans ce modèle, l'instant où les vecteurs de couple des activations musculaires sont appliqués est basé sur les onsets et offsets des activations musculaires présentés dans les tables 4.6 et 4.7.

Table 4.8 – [MODELE A] Valeurs des 16 premiers paramètres composant le chromosome final pour les côtés gauche et droit du cycle de marche gauche.

Côté gauche								
Hanche	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	-2.5	-1.8	-2.6	2.7	-4.5	-3.8	-4.9	-4.3
Genou	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	-3.6	-1.3	1.0	-1.0	0.9	0.3	1.5	-0.4
Côté droit								
Hanche	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	4.1	2.8	-3.8	3.0	4.3	3.4	4.9	3.1
Genou	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	-3.3	-3.1	-1.1	-0.8	0.5	1.3	-1.5	-0.9

Table 4.9 – [MODELE A] Valeurs des 16 premiers paramètres composant le chromosome final pour les côtés gauche et droit du cycle de marche droit.

Côté gauche								
Hanche	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	-3.1	4.5	-0.5	-0.7	-4.1	-3.2	4.4	4.1
Genou	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	-2.7	-4.4	0.3	-1.9	-1.8	-1.5	-1.9	-0.8
Côté droit								
Hanche	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	-2.6	-3.2	0.9	-2.2	-3.6	-3.8	4.9	3.2
Genou	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	-4.3	-3.9	1.5	-0.2	-0.7	-0.9	1.6	0.5

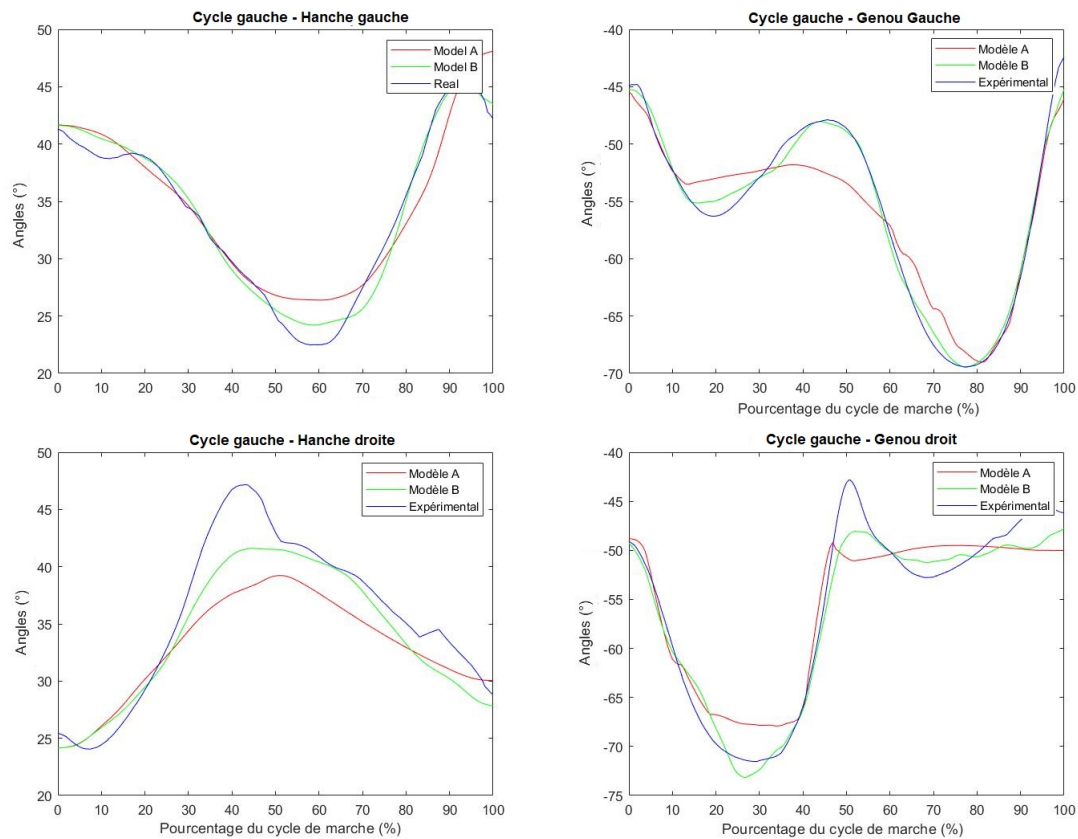


Figure 4.8 – Cycle de marche simulé et expérimental pour le côté gauche et le côté droit du membre inférieur.

1. Cycle de marche gauche Les résultats du cycle de marche gauche pour les deux côtés du membre inférieur (jambe gauche et droite) sont présentés dans la figure 4.8 et le tableau 4.8.

1.a. Côté droit Le côté droit a un R^2 égal à 84% : hanche droite à 80% et genou droit à 87%. Pour les vecteurs BF , BE , la valeur moyenne est d'environ $-0,55N.m/rad.s^{-1}$ et pour les vecteurs KF , KE , la valeur moyenne est d'environ $0,14N.m/rad$.

Pour les vecteurs d'activation musculaire, la valeur moyenne est d'environ $-0,05N.m$ avec un maximum de 13 N.m. Pour les fléchisseurs de la hanche, la valeur moyenne est d'environ $-0,37 N.m$ et pour les extenseurs d'environ $0,10 N.m$. Pour les fléchisseurs du genou, la valeur moyenne est d'environ $-0,07 N.m$ et pour les extenseurs d'environ $-0,37 N.m$.

1.b. Côté gauche Le côté gauche a un R^2 égal à 90% : hanche droite à 91% et genou droit à 89%. Pour les vecteurs BF et BE , la valeur moyenne est d'environ $0,25N.m/rad.s^{-1}$ et pour les vecteurs KF et KE , la valeur moyenne est d'environ

0,21 N.m/rad. Pour les vecteurs d'activation musculaire, la valeur moyenne est d'environ 0,06 N.m avec un maximum de 14,6 N.m. Pour les fléchisseurs de la hanche, la valeur moyenne est d'environ -0,11 N.m et pour les extenseurs d'environ -0,72 N.m. Pour les fléchisseurs du genou, la valeur moyenne est d'environ 0,63 N.m et pour les extenseurs d'environ -0,11 N.m.

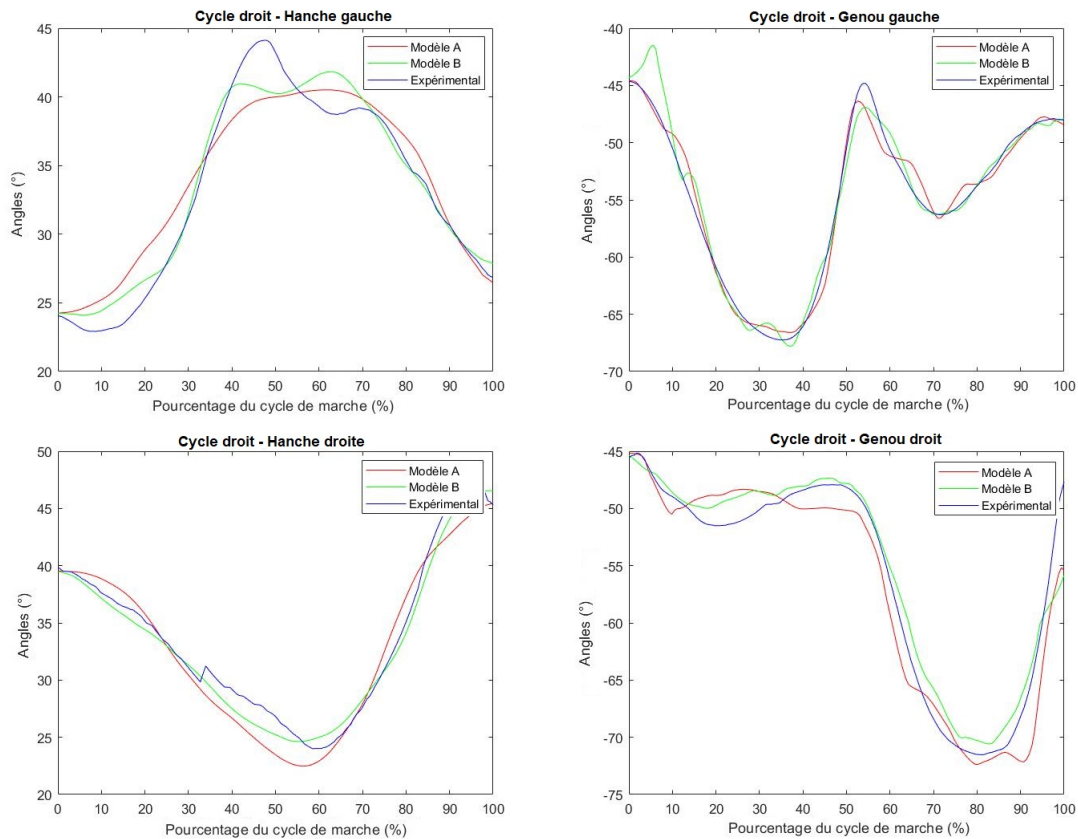


Figure 4.9 – Cycle de marche simulé et expérimental pour le côté gauche et le côté droit du membre inférieur pour le cycle droit.

2. Cycle de marche droit Les résultats du cycle de marche droite pour les deux côtés sont présentés dans la figure 4.9 et le tableau 4.9.

2.a. Côté droit Le côté droit a un R^2 égal à 91% : hanche droite à 94% et genou droit à 88%. Pour les vecteurs BF , BE , la valeur moyenne est d'environ $-0,06 N.m/rad.s^{-1}$ et pour les vecteurs KF , KE , la valeur moyenne est d'environ $-0,12 N.m/rad$.

Pour les vecteurs d'activation musculaire, la valeur moyenne est d'environ -0,006 N.m avec un maximum de 12,4 N.m. Pour les fléchisseurs de la hanche, la valeur moyenne est d'environ -0,35 N.m et pour les extenseurs d'environ 0,43 N.m. Pour

les fléchisseurs du genou, la valeur moyenne est d'environ -0,04 N.m et pour les extenseurs d'environ -0,35 N.m.

2.b. Côté gauche Le côté gauche a un R^2 égal à 94% : hanche droite à 91% et genou droit à 96%. Pour les vecteurs BF , BE , la valeur moyenne est d'environ $1,29N.m/rad.s^{-1}$ et pour les vecteurs KF , KE , la valeur moyenne est d'environ $0,05N.m/rad$.

Pour les vecteurs d'activation musculaire, la valeur moyenne est d'environ 0,43N.m avec un maximum de 14,9 N.m. Pour les fléchisseurs de la hanche, la valeur moyenne est d'environ -0,48 N.m et pour les extenseurs d'environ 1,38 N.m. Pour les fléchisseurs du genou, la valeur moyenne est d'environ 0,33 N.m et pour les extenseurs d'environ -0,48 N.m.

Globalement pour le modèle A, les paramètres du genou et la valeur moyenne des vecteurs BF et BE sont proches des valeurs définies dans FEE et FOULDS, 2004. Les résultats obtenus sont supérieurs à 80% pour le R^2 ce qui démontre une relativement bonne simulation des différents cycles en se basant uniquement sur les activations musculaires et sur la contribution des inerties des membres considérés.

Modèle B

Contrairement au modèle précédent, le moment où les vecteurs de couple d'activations musculaires sont appliqués n'est pas basé sur les onsets et offsets d'activations musculaires présentés dans les tableaux 4.6 et 4.7 : ils sont déterminés par le GA comme la valeur des gains pour les vecteurs de couple d'activations musculaires.

Table 4.10 – [MODELE B] Valeurs des 16 premiers paramètres composant le chromosome final pour les côtés gauche et droit du cycle de marche gauche.

Côté gauche								
Hanche	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	-3.8	-4.2	-2.8	0.9	-2.0	-1.3	-3.3	-4.3
Genou	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	-4.3	-2.9	-0.8	-0.9	-0.5	-1.4	-0.2	-0.2
Côté droit								
Hanche	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	-4.3	0.8	-4.8	-1.6	3.3	1.2	2.5	3.0
Genou	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	3.8	-2.8	-1.5	-1.5	0.9	1.8	-0.4	0.2

Table 4.11 – [MODELE B] Valeurs des 16 premiers paramètres composant le chromosome final pour les côtés gauche et droit du cycle de marche droit.

Côté gauche								
Hanche	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	4.4	-3.0	-3.7	-3.0	-4.3	-2.6	-1.0	2.8
Genou	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	-4.5	-4.7	0.5	-1.0	-1.6	-0.2	0.6	0.9
Côté droit								
Hanche	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	1.9	0.8	-2.5	-1.3	-1.7	-0.7	-2.8	-3.7
Genou	Ke	Kf	Be	Bf	$K1_e$	$K2_e$	$K1_f$	$K2_f$
	0.6	-4.2	-0.6	-1.9	-1.1	1.1	-1.0	-0.2

1. Cycle de marche gauche Les résultats du cycle de marche gauche pour les deux côtés sont présentés dans la Figure 4.8 et le Tableau 4.10.

1.a. Côté droit Le côté droit a un R^2 égal à 95% : hanche droite à 93% et genou droit à 96%. Pour les vecteurs BF , BE , la valeur moyenne est d'environ $-0,04N.m/rad.s^{-1}$ et pour les vecteurs KF , KE , la valeur moyenne est d'environ $0,34N.m/rad$.

Pour les vecteurs d'activation musculaire, la valeur moyenne se situe autour de 0,18 N.m avec un maximum de 9,9 N.m. Pour les fléchisseurs de la hanche, la valeur moyenne est d'environ 0,64 N.m et pour les extenseurs d'environ 0,37 N.m. Pour les fléchisseurs du genou, la valeur moyenne est d'environ -0,44 N.m et pour les extenseurs d'environ 0,64 N.m.

1.b. Côté gauche Le côté gauche a un R^2 égal à 98% : hanche droite à 98% et genou droit à 99%. Pour les vecteurs BF , BE , la valeur moyenne est d'environ $0,48N.m/rad.s^{-1}$ et pour les vecteurs KF , KE , la valeur moyenne est d'environ $-0,10N.m/rad$.

Pour les vecteurs d'activation musculaire, la valeur moyenne est d'environ 0,49N.m avec un maximum de 9,99 N.m. Pour les fléchisseurs de la hanche, la valeur moyenne est d'environ 0,67 N.m et pour les extenseurs d'environ 0,77 N.m. Pour les fléchisseurs du genou, la valeur moyenne est d'environ -0,08 N.m et pour les extenseurs d'environ 0,67 N.m.

2. Cycle de marche droit Les résultats du cycle de marche du côté droit pour les deux côtés sont présentés dans la figure 4.9 et le tableau 4.11.

2.a. Côté droit Le côté droit a un R^2 égal à 98% : hanche droite à 99% et genou droit à 97%. Pour les vecteurs BF , BE , la valeur moyenne est d'environ $-0,36N.m/rad.s^{-1}$ et pour les vecteurs KF , KE , la valeur moyenne est d'environ $-0,27N.m/rad$.

Pour les vecteurs d'activation musculaire, la valeur moyenne se situe autour de $0,21N.m$ avec un maximum de $14,1 N.m$. Pour les fléchisseurs de la hanche, la valeur moyenne est d'environ $0,29 N.m$ et pour les extenseurs d'environ $-0,73 N.m$. Pour les fléchisseurs du genou, la valeur moyenne est d'environ $-0,16 N.m$ et pour les extenseurs d'environ $0,29 N.m$.

2.b. Côté gauche Le côté gauche a un R^2 égal à 94% : hanche droite à 95% et genou droit à 92%. Pour les vecteurs BF , BE , la valeur moyenne est d'environ $0,40N.m/rad.s^{-1}$ et pour les vecteurs KF , KE , la valeur moyenne est d'environ $0,59N.m/rad$.

Pour les vecteurs d'activation musculaire, la valeur moyenne est d'environ $0,01N.m$ avec un maximum d'environ $15 N.m$. Pour les fléchisseurs de la hanche, la valeur moyenne est d'environ $0,24 N.m$ et pour les extenseurs d'environ $-0,11 N.m$. Pour les fléchisseurs du genou, la valeur moyenne est d'environ $-0,04 N.m$ et pour les extenseurs d'environ $0,24 N.m$.

Dans le modèle B, la période des activations musculaires déterminée par le GA correspond à l'ensemble de la marche : lorsque les muscles ne devraient pas être actifs compte tenu des valeurs présentées dans le Tableau 4.6 et le Tableau 4.7, le GA a trouvé optimal de créer des couples d'activation musculaire pour mieux s'adapter au cycle de marche.

4.2.6 Discussion

Les résultats de R^2 permettent de démontrer objectivement la pertinence de ces méthodes. Le modèle B présente de meilleurs résultats que le modèle A : la différence moyenne se situe dans la définition du moment des activations musculaires entre les deux modèles. Cette modélisation double pendule permet de prendre en compte l'articulation de la hanche dans le cas d'un mouvement spastique ce qui n'est pas souvent le cas dans la littérature où l'articulation privilégiée lors du modélisation est celle du genou (FEE et FOULDS, 2004, BAJD et BOWMAN, 1982, LE CAVORZIN

et al., 2001). Le fait que le modèle B considère une activation complète possible pendant toute la marche peut occulter deux soucis. Premièrement, la détermination manuelle du décalage et de l'apparition des activations musculaires peut introduire des erreurs susceptibles de modifier le moment des activations musculaires réelles, qui peuvent être compensées par les couples représentant les activations musculaires volontaires. Ainsi, un manque d'informations/paramètres utilisés dans le modèle du cycle de marche peut être compensé par ces nouveaux couples. Deuxièmement, l'absence de forces externes dues aux contacts au sol peut introduire des erreurs dans notre modèle. Ces erreurs sont potentiellement compensées par les couples d'activations musculaires. Néanmoins, les deux modèles présentent de bons points de départ pour modéliser efficacement les cycles de marche spastique en introduisant la contribution des muscles extenseurs et fléchisseurs.

4.2.7 Conclusion

Cette partie vise à modéliser les cycles de marche gauche et droite d'un enfant atteint de paralysie cérébrale spastique (C). La modélisation de la spasticité à l'aide des données de l'EMG, du GA et des couples dépendant de la position et de la vitesse qui sont des nouveautés que nous avons ajouté au modèle nous permet d'obtenir des résultats similaires à ceux des données expérimentales de C. Cette étude est un cas d'étude et s'est concentrée sur les données de H et C qui ne sont pas représentatives d'une vaste population. Cependant, ce point ne représente pas une limite à cette modélisation car l'objectif du projet est de créer un exosquelette personnalisé pour C. Dans ce modèle, il n'y a pas de mobilité pour la cheville et les forces de contacts au sol ne sont pas pris en compte pour réaliser une simulation simple de la cinématique pendulaire du membre inférieur. Cela évidemment est une limite à cette modélisation qui sera par la suite améliorée. Dans cette partie, seuls 2 cycles de marche ont été étudiés car ces cycles peuvent être répétés pour créer une marche complète. Ces simplifications nous ont permis de nous concentrer sur la définition du modèle.

Les travaux futurs se concentreront sur une nouvelle modélisation de ces cycles et marches ainsi que sur le contrôle du cycle de marche de C pour le faire converger vers celui de H. Pour cela, un exosquelette entier sera modélisé puis contrôlé et l'interaction entre l'homme et l'exosquelette sera créée. D'autres méthodes de modélisation de la marche seront testées.

En résumé

Dans cette partie, une modélisation de type double-pendule de cycles de marche de C a été réalisée. Deux modèles ont été : un dont la contribution des activations musculaires est basée sur les données réelles expérimentales d'activations musculaires, un second dont les moments d'activations ainsi que l'amplitude de ces activations est optimisé à l'aide d'un algorithme génétique. Le deuxième modèle s'est montré plus précis. Différentes raisons peuvent expliquer ces résultats dont des erreurs de modélisations ou un modèle peu précis. Cependant, ces résultats démontrent que la cinématique d'un cycle de marche spastique peut être aisément modélisé en se basant sur des données expérimentales et sur un modèle double-pendule.

Publications

S. Otmani, G. Michon, B. Watier (Humanoids, 2022). Gait cycle modeling in cerebral palsy condition. International Conference on Intelligent Robots and Systems Humanoids. (DOI à venir)

Questions

Les précédentes modélisations ne prenaient pas en compte directement les contacts au sol comme forces externes impactant l'ensemble de la dynamique de la marche spastique humaine. Comment prendre en compte aisément cette force externe ? Y'a-t-il un moyen, software permettant de modéliser rapidement le comportement humain spastique ? Comment coupler à nouveau l'humain et l'exosquelette ? Comment contrôler l'ensemble ?

4.3 Modélisation et Simulation de la marche.

Sommaire

Dans cette partie est réalisée une première simulation de la marche pathologique sur un modèle humain. Dans un second temps, un couplage entre cet humain et un exosquelette est modélisé en vue de représenter l'interaction entre les deux systèmes. Ce couplage a pour objectif d'aider à corriger la cinématique spastique de l'humain par l'intermédiaire de l'exosquelette. Ce travail a été réalisé en collaboration avec Aurélie Bonnefoy, doctorante au LAAS-CNRS.

4.3.1 Introduction

Les exosquelettes sont des systèmes utilisés par la communauté médicale notamment dans des centres spécialisés ou dans des hopitaux pour améliorer la marche des enfants atteints de PC spastique (voir section *Annexe*). Dans cette partie, une modélisation d'un exosquelette ainsi que d'un humain représentant C sera réalisé. Ainsi, on se concentrera sur la modélisation et le contrôle du cycle de marche de C. En particulier, ce travail se concentre sur l'interaction entre l'humain (C) et un exosquelette. Les données utilisées sont basées sur l'AQM réalisé sur C et H. Les données de H sont utilisées comme référence pour le comportement de l'exosquelette et les données de C sont utilisés afin de modéliser la marche spastique sur le modèle humain. Le contrôle de l'exosquelette est réalisé à l'aide d'une librairie de programmation quadratique pondérée (WQP), appelée Task Space Inverse Dynamics (TSID) souvent utilisé comme dans RAMUZAT et al., 2021 afin de contrôler les mouvements de divers robots. Les programmes quadratiques (QP) sont des méthodes d'optimisation rapides utilisées pour résoudre de tels problèmes non linéaires, en utilisant la cinématique ou la dynamique du corps entier du robot. TSID ne nécessite qu'un modèle URDF (Unified Robotics Description Format) des objets étudiés, et facilite ainsi la définition des systèmes humain et exosquelette ainsi que leur contrôle. L'exosquelette interagit avec un modèle humain par le biais d'un couple de torsion et est contrôlé par impédance. Avant le contrôle, des simulations ont été réalisées pour modéliser les marches de C et H et ont été comparées aux données expérimentales. L'objectif de ce travail est de déterminer si et comment un exosquelette peut corriger la démarche d'un enfant atteint de paralysie cérébrale.

4.3.2 Méthodologies et présentation des modèles et logiciels utilisés

Acquisition de données expérimentales

Les données cinématiques utilisées pour cette partie correspondent à celles obtenues lors de l'analyse quantifiée de la marche de C et de H. Pour cette partie, on s'intéressera à une marche pour chacune des jumelles et à un cycle de marche précis pour le couplage.

TSID - Task Space Inverse Dynamics

Comme présenté dans l'introduction, TSID est un programme quadratique pondéré (WQP) (DEL PRETE et al., 2016), couramment utilisé comme cadre de contrôle pour plusieurs applications en robotique à pattes (RAMUZAT et al., 2021, CORBÈRES et al., 2021, BOUKHEDDIMI et al., 2019). Il est basé sur la librairie Pinocchio développée dans CARPENTIER et al., 2019. TSID fonctionne sur la base de tâches à réaliser. Lorsqu'on lui donne un ensemble de tâches à exécuter, il calcule un contrôle du corps entier qui respecte une certaine hiérarchie de tâches déterminée par des poids, des niveaux de priorité et des gains.

Le *poids* appliqué à la tâche donne son importance : plus le poids est élevé, plus la tâche a de chances d'être réalisée, car TSID additionne toutes les fonctions de la tâche dans une fonction de coût global et utilise les poids pour créer des priorités entre elles. Le *niveau de priorité* détermine la nature d'une tâche : sa valeur est soit 0 si c'est une contrainte physique (comme un contact par exemple), soit 1 si c'est un coût. Enfin, K_p et K_d sont respectivement les gains proportionnels et dérivés utilisés par TSID pour ajuster les données cinématiques obtenues à la référence.

Considérons une fonction de tâche dérivable du second ordre $x(q)$ où q , le vecteur de configuration du robot (ici l'humain ou l'exosquelette) et \dot{q} , la vitesse de l'articulation, sont les entrées de commande. L'erreur de tâche e à minimiser est définie comme suit :

$$\ddot{e} = \ddot{x}(q) - \ddot{x}(t)^* \quad (4.10)$$

$$\ddot{e} = (J\ddot{q} + \dot{J}\dot{q}) - \ddot{x}(t)^* \quad (4.11)$$

avec $x(t)^*$ l'état désiré du robot, et J sa jacobienne. La correction de l'erreur peut être définie comme suit :

$$\ddot{e} = K_p(x(q) - x(t)^*) + K_d(\dot{x}(q) - \dot{x}(t)^*) \quad (4.12)$$

avec K_p et K_d , gains proportionnels et dérivés pour corriger l'erreur en position et

en vitesse.

Dans la suite de ce travail, K_d est systématiquement choisi comme $K_d = 2\sqrt{K_p}$.

Deux modèles de simulation sont utilisés dans cette partie : un pour l'humain et un pour l'exosquelette. Ensuite, les deux systèmes sont couplés par le biais d'une interface afin de reproduire un "cycle de marche sain". Ce travail est mené avec deux types de simulations, nécessitant des ensembles de tâches différents : une simulation d'un modèle à base fixe, ou d'un modèle à base mobile ("*Free-flyer*").

Base fixe En premier lieu, la position et l'orientation de la base du modèle sont fixées par rapport à son environnement. La marche, cinématique souhaitée est modélisée dans TSID comme une *Tâche de posture*, et la référence donnée est choisie parmi les trajectoires d'angles articulaires extraites des expériences. Les simulations "Base Fixe" ont été simulées d'abord sur le modèle humain, puis sur le modèle d'exosquelette, puis sur les deux en même temps avec l'utilisation d'une interface pour réaliser le couplage.

Free-flyer Dans un second temps, la position et l'orientation de la base sont libérées, permettant au robot de se déplacer dans son environnement, comme cela se produit lors d'une marche. La complexité de la simulation augmente au fur et à mesure que des tâches sont requises, notamment la création de contacts au sol. Ces contacts sont ajoutés et retirés en fonction des événements identifiés lors des expériences. Deux événements sont identifiés avec pour rappel :

- Le *heelstrike* : lorsque le talon du pied touche le sol,
- Le *toes-off* : lorsque les orteils du même pied quittent le sol.

Pour rappel, un cycle de marche est défini par deux frappes consécutives du talon ("*Heel strike*") du même pied.

Dans ces différentes simulations, plusieurs tâches sont utilisées :

- *Tâche de posture* : son objectif est de produire une marche, une cinématique proche de la marche de référence extraite des expériences.
- *Tâche CoM* : la trajectoire du centre de masse (CoM) du robot doit rester proche de la trajectoire du centroïde de référence. La référence utilisée est calculée à partir des données des marqueurs, suivant la méthode du bassin reconstruit telle que présentée dans SAINI et al., 1998.
- *Tâche SE3* : une tâche SE3 prend pour référence le placement souhaité (position et orientation) à un instant défini. Dans notre cas, une tâche SE3 par

ped est créée, afin de s'assurer que la trajectoire des pieds reste proche de celle extraite des données des marqueurs. La tâche SE3 utilise les positions des marqueurs, obtenues à l'aide du logiciel Nexus VICON, comme référence à atteindre.

Outre les tâches, des contacts rigides sont possibles comme des contacts 6D (3 forces / 3 moments) contraignants la position dans toutes les directions de l'élément mis en contact. Ce type de contact est souvent utilisés afin de contraindre le contact au sol de pied ayant une forme polygonal et souhaitant réaliser un contact plan.

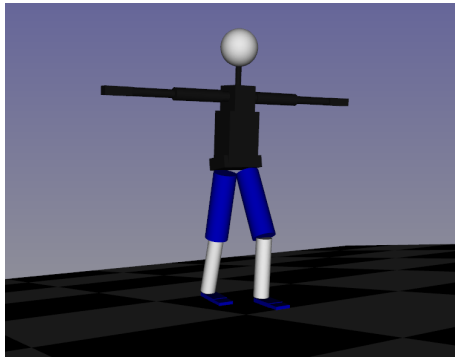
Les simulations *Free-flyer* ont également été réalisées d'abord sur le modèle humain, puis sur l'exosquelette. Pour chaque simulation, les paramètres utilisés seront donnés ainsi que les résultats des simulations dans la partie suivante. Pour les modélisation de marche (exosquelette et humain séparés), le coefficient de friction au sol, capacité du pied à adhérer et à ne pas glisser au sol, pour les contacts a été choisi relativement haut ($f_c=30$) pour faciliter la modélisation de la marche. Cette valeur sera par la suite diminuée pour la partie free-flyer. Pour quantifier les performances des simulations, la méthode du coefficient de détermination (R^2) a été utilisée comme dans les précédentes parties de ce manuscrit dont l'erreur considérée est celle entre les valeurs modélisées et les valeurs de référence.

Viewer et processeur utilisés

Les simulations réalisées dans cette partie ont été effectuées à l'aide du logiciel Gepetto Viewer (LAAS-CNRS et al., 2022) et d'un processeur Intel® Core™ i5-8400H CPU @ 2.50GHz × 8 processeurs.

4.3.3 L'Humain

Le modèle représentant l'humain est un robot à 48 degrés de liberté (DDL) ayant la même anthropométrie que C, comme le montre la figure 4.10. Les masses, les longueurs et les inerties de tous les liens ont été calculées en utilisant les mesures faites sur C présentées dans le tableau de la figure 4.10 et en utilisant des tables anthropométriques comme JENSEN, 1986 et DUMAS et WOJTSUCH, 2018 en particulier pour déterminer la masse et les moments d'inertie de chaque segment.



Paramètres	H	C
Taille (cm)	134	123
Poids (kg)	25	22
Longueur de la tête (cm)	27	21
Longueur du tronc (cm)	39	38
Longueur de l'avant-bras (cm)	20	20
Longueur du bras (cm)	24.5	23
Longueur de la main (cm)	13.5	12.5
Longueur de la cuisse (cm)	33	33
Longueur de la jambe (cm)	32	28
Longueur du pied (cm)	22	20

Figure 4.10 – Robot à 48 DDL représentant un modèle humain et l'anthropométrie des deux jumelles. Longueur mesuré selon l'axe supéro-inférieur.

Génération de la marche spastique sur l'humain

Dans cette partie, la marche de référence utilisée pour le contrôle de l'humain est la "marche spastique" de C, représentée dans la figure 4.11. On y voit les positions des pieds gauches et droits selon les axes x , y et z ainsi que le centre de masse. On voit bien ici que C réalise de petits pas comme vu dans l'AQM étudiée dans la partie précédente. Un travail préliminaire a été réalisé consistant en une simulation

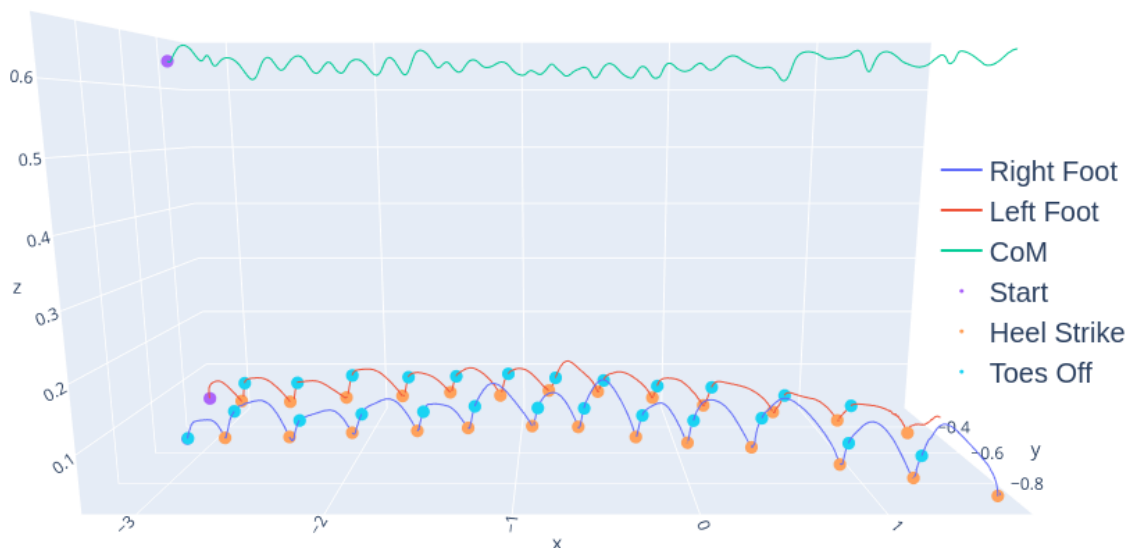


Figure 4.11 – Représentation 3D de la marche spastique : Trajectoire du CoM (ligne verte), trajectoire du pied droit (ligne bleue), trajectoire du pied gauche (ligne rouge), événements du "heelstrike" (marqueurs orange), événements du "toes-off" (marqueurs cyan) et positions de départ du CoM et des pieds (marqueurs violets). Les axes sont en mètres.

"à base fixe" de cette marche spastique. Les résultats obtenus en base fixe montrent

la pertinence de l'utilisation de TSID pour recréer un comportement de marche spastique. Suite à ces résultats, une simulation "free-flyer" a été créée.

Free-Flyer La marche a donc ensuite été recréée en free-flyer.

Pour cela, deux tâches de posture ont été définies : une sur les articulations que nous voulons contrôler avec l'exosquelette (flexion/extension sur les hanches/genoux/chevilles), que nous appelons "actionnées", et une sur le reste des articulations, que nous appelons "non actionnées". La première tâche a un poids plus élevé, afin de pouvoir suivre la marche expérimentale, tandis que la seconde laisse plus de liberté aux autres articulations en ayant des poids plus faibles. Outre les tâches de posture, une tâche CoM est créée pour contrôler la position du CoM afin qu'elle soit concordante avec les données obtenues lors des AQM. Enfin, deux tâches SE3 ont été créées : une tâche pour *pied droit* et une pour le *pied gauche*. De plus, des contacts entre le pied droit et gauche ainsi que le sol sont réalisés. La tâche du pied est donc une combinaison d'une tâche SE3 et d'une tâche de contact. Ainsi, en appui double, il n'y a que deux tâches de contact, alors qu'en appui simple, le pied d'appui a une tâche de contact, et le pied volant a une tâche SE3. Les paramètres utilisés dans le cadre de cette simulation "Free-Flyer" sont présentés dans le Tableau 4.12.

Paramètres	Posture (actionnée)	Posture (non actionnée)	CoM	Pieds	Contact
Poids	1	1e-5	1e-1	1e-1	1e-5
Niveau de priorité	1	1	1	1	0
K_p	1e4	5e3	1e3	1e4	1e3

Table 4.12 – Paramètres de simulation : humain en free-flyer

Les résultats dans les figures 4.12 et 4.13 présentent une simulation optimale d'une marche spastique avec des contacts au sol, des trajectoires optimales du CoM et des positions angulaires des articulations. On observe une dissymétrie entre le membre gauche et le membre droit ce qui était déjà le cas lors des expérimentations. Le R^2 obtenu pour la modélisation de la position angulaire modélisée des articulations par rapport aux données expérimentales issues des AQM est supérieur à 93% pour toutes les articulations. Les trajectoires des pieds et du CoM ont également un R^2 supérieur à 99%. Cependant, certains mouvements parasites provenant des articulations "non actionnées" peuvent être notés. En particulier, afin de conserver une position du CoM, les bras du modèle réalisent certains mouvements sans

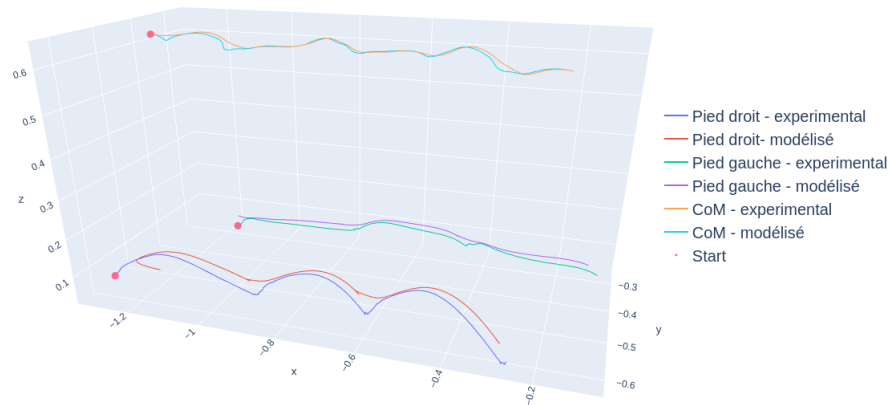


Figure 4.12 – Présentation des résultats de la marche simulée et de la marche expérimentale pour l'humain spastique sur 3 cycles de marche. Les données concernant la position des pieds et du CoM sont précisées ici avec leur point de départ.

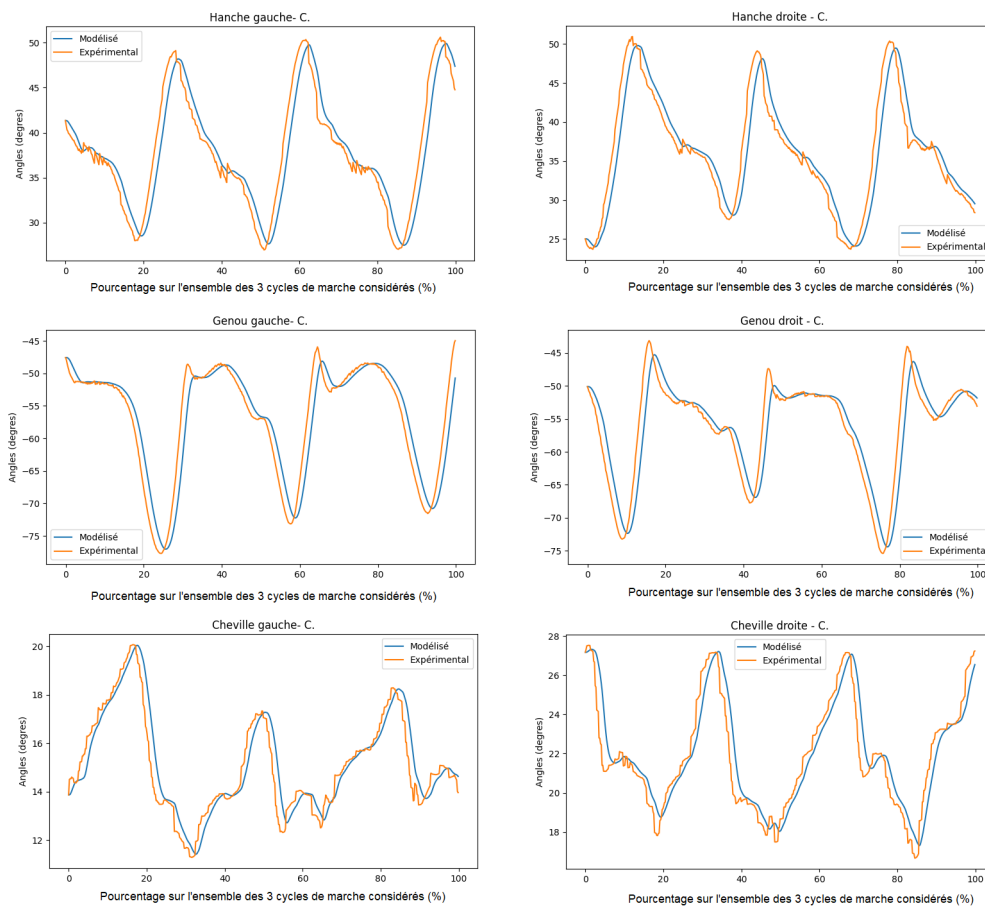
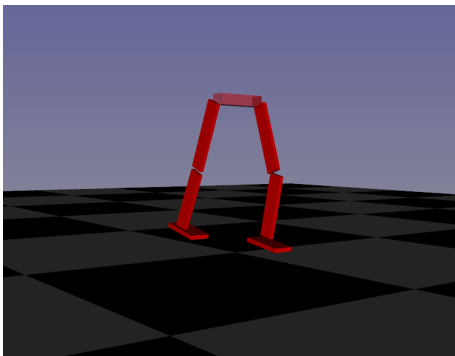


Figure 4.13 – Valeurs angulaires pour chaque articulation de l'humain spastique du membre gauche (gauche) et droit (droite) pour 3 cycles de marche exprimés en pourcentage de la durée totale des 3 cycles.

motif défini, pour aider à stabiliser le CoM. Une manière d'améliorer la marche serait de contraindre certaines articulations non-actionnées à une position angulaire constante. Cependant, cela nécessitera certains changements de gains et de poids de tâches.

4.3.4 "L'exosquelette"

L'exosquelette est un robot à 12 degrés de liberté (DDL). Chaque jambe possède 6 DDL : 3 DDL à la hanche (flexion/extension, adduction/abduction, torsion), 1 DDL au genou (flexion/extension) et 2 DDL à la cheville (flexion/extension, adduction/abduction). Parmi ces 12 DDL, seules 6 articulations sont actionnées : la flexion/extension de la hanche, du genou et de la cheville de chaque jambe. Les 6 autres DDL sont laissés libres. L'exosquelette a les mêmes longueurs de segments que l'humain, et les articulations de l'exosquelette sont co-radiales avec celles de l'humain. Le tableau de la figure 4.14 présente toutes les données de cet exosquelette.



Paramètres	Exosquelette
Largeur de la base (cm)	23
Masse de la cuisse (kg)	0.4
Longueur de la cuisse (cm)	33
Masse de la cuisse (kg)	0.5
Longueur de la jambe (cm)	28
Masse de la jambe (kg)	0.4
Longueur du pied (cm)	20
Masse du pied (kg)	0.2

Figure 4.14 – Robot à 12 DDL représentant l'exosquelette et ses paramètres.

Génération de la marche saine sur l'exosquelette

Dans cette partie, la marche de référence utilisée pour le contrôle de l'exosquelette est la marche saine de H, représentée Figure 4.15, afin qu'elle puisse être utilisée ultérieurement pour améliorer la marche globale dans le couplage. On observe que pour une distance identique à C, H réalise moins de pas que C avec un motif ou "pattern" de marche beaucoup plus constant ce qui est consistant avec les résultats de l'AQM. Un travail préliminaire a également été réalisé ici, consistant en une modélisation à base fixe de cette marche saine. Les résultats obtenus montrent également l'efficacité de TSID avec une simulation d'un comportement de marche correspondant à la marche saine. Par la suite, une simulation "free-flyer" a été créée.

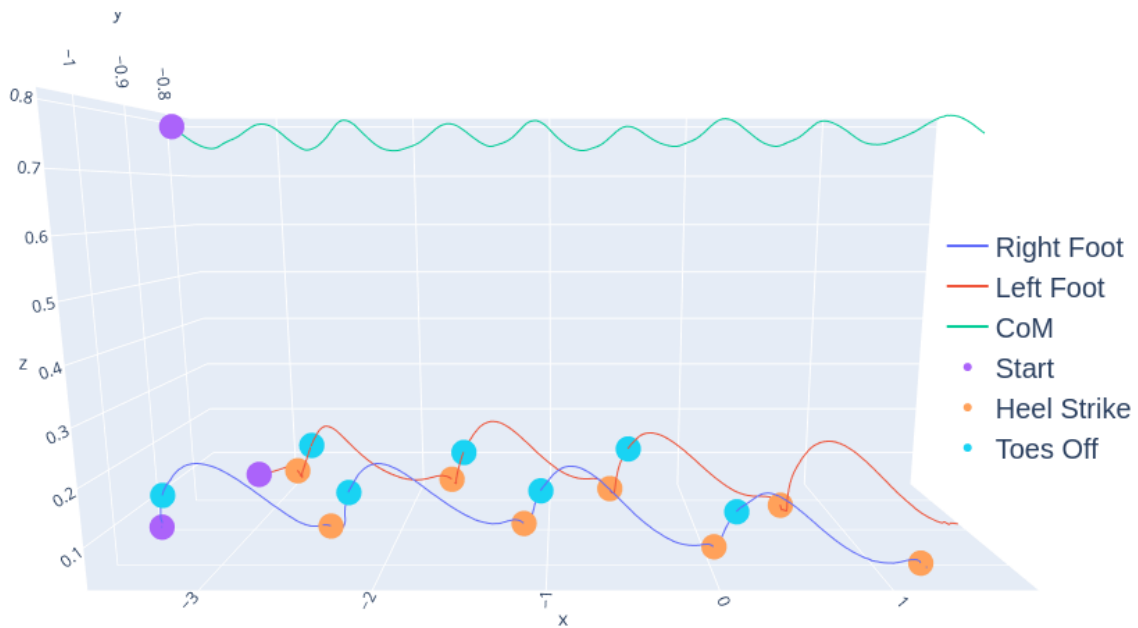


Figure 4.15 – Représentation 3D de la marche saine : Trajectoire du CoM (ligne verte), trajectoire du pied droit (ligne bleue), trajectoire du pied gauche (ligne rouge), événements "heelstrike" (marqueurs orange), événements "toes-off" (marqueurs cyan) et positions initiales du CoM et des pieds (marqueurs violets). les axes sont en mètres.

Free-Flyer La marche a donc également été recréée en free-flyer. Les mêmes tâches ont été implémentées que pour la simulation de la marche humaine, mais avec des paramètres différents présentés dans le tableau 4.13.

Paramètres	Posture (actionnée)	Posture (non actionnée)	CoM	Pieds	Contact
Poids	1	1e-3	1	1e-1	1e-5
Niveau de priorité	1	1	1	1	0
K_p	5e3	3e3	1e3	5e3	1e3

Table 4.13 – Paramètres de simulation : exosquelette en free-flyer

Les résultats obtenus sont présentés dans les figures 4.16 et 4.17. Le R^2 obtenu est supérieur à 94% pour les deux hanches, supérieur à 88% pour les deux genoux, mais seulement supérieur à 76% pour les chevilles. Le R^2 obtenu pour les trajectoires du pied est supérieur à 99% et à 96% pour les trajectoires du CoM. La trajectoire du CoM est bonne sur l'axe x et z mais est beaucoup moins bonne sur l'axe y comme on peut le constater sur la figure 4.16 ce qui explique un résultat de R^2 élevé car il s'agit d'une moyenne sur les 3 axes.

La différence entre la précision de l'humain et de l'exosquelette pourrait s'expliquer

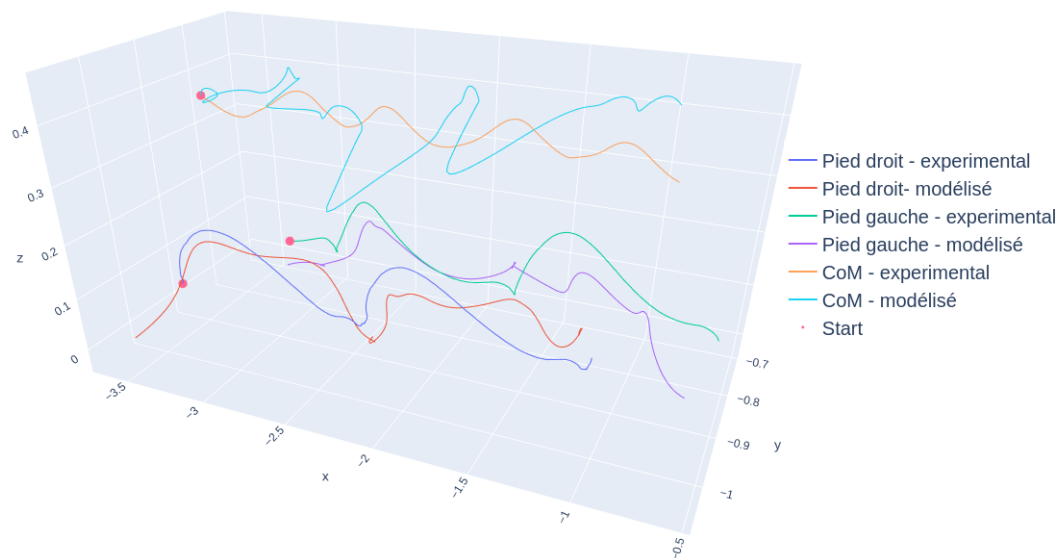


Figure 4.16 – Présentation des résultats de la marche simulée et de la marche expérimentale pour l'exosquelette sur 3 cycles de marche. Les données concernant la position des pieds et du CoM sont précisées ici avec leur point de départ.

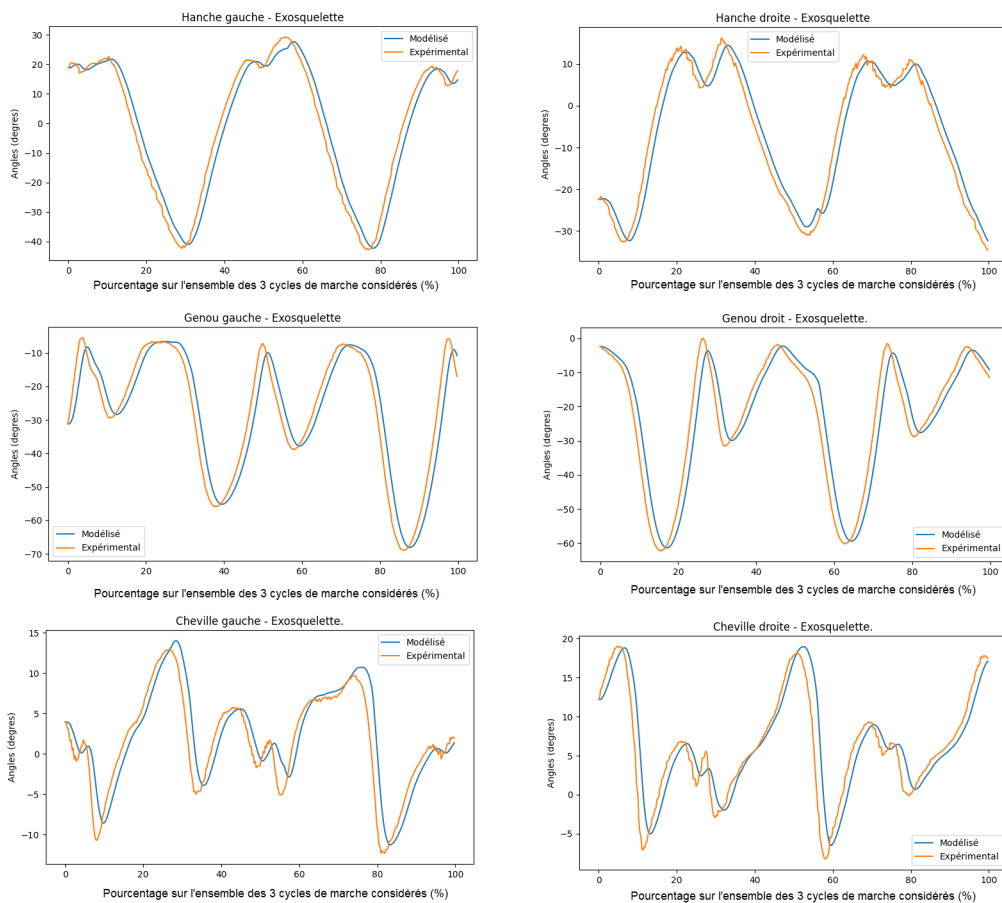


Figure 4.17 – Valeurs angulaires pour chaque articulation de l'exosquelette du membre gauche (gauche) et droit (droite) pour 3 cycles de marche exprimés en pourcentage de la durée totale des 3 cycles.

par le fait que l'humain simulé utilise ses bras pour retrouver l'équilibre et stabiliser son CoM, alors que l'exosquelette ne le peut pas ce qui explique en grande partie les tracés non-optimaux pour le CoM et de la position des pieds dans la figure 4.16 . À cet égard, le couplage entre l'exosquelette et l'humain devrait améliorer la précision de la reproduction de la marche par l'exosquelette.

4.3.5 Couplage humain/exosquelette

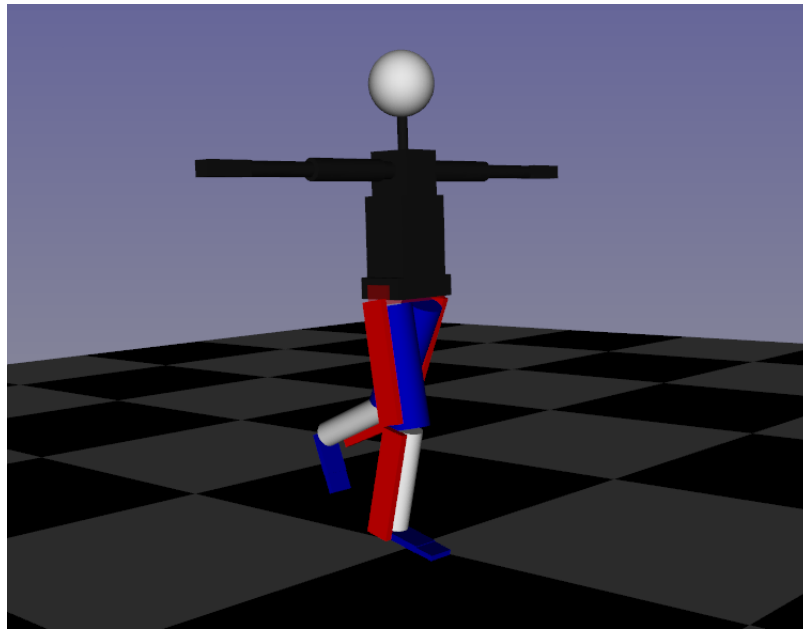


Figure 4.18 – *Simulation de l'homme à l'intérieur de l'exosquelette : l'homme touche le sol et l'exosquelette aide son mouvement au niveau de la hanche et du genou.*

Cette partie présente les interactions modélisées entre l'humain et l'exosquelette (Figure 4.18). Deux modes d'interaction ont été testés : une marche imposée et une marche de cohabitation.

Marche imposée par l'exosquelette

Ce modèle est une simulation à base fixe, et suppose ainsi que l'équilibre est assuré. Dans cette simulation, quoi que l'humain puisse faire, l'exosquelette aura le dessus sur l'humain. Il s'agit d'une interaction "maître-esclave" et la référence de l'exosquelette est la même que celle de l'homme. Ainsi, les sorties cinématiques de l'homme et de l'exosquelette sont les mêmes. Cette méthode a été utilisée dans AMIRI et al., 2020 et simplifie l'interaction entre l'humain et l'exosquelette. Deux tâches de posture ont ensuite été définies : une pour l'exosquelette et une pour l'humain. Les paramètres utilisés sont présentés dans le tableau 4.14.

Table 4.14 – Paramètres de simulation pour la marche imposée.

Paramètres	Posture Humain	Posture Exo
Poids	1	1
Niveau de priorité	1	1
K_p	1e4	4e4

Cohabitation de deux comportements

Ce modèle est également une simulation à base fixe et suppose que l'équilibre est assuré. Il considère que l'exosquelette a ses propres références cinématiques, tout comme l'humain. Ce modèle est plus réaliste et plus complexe que le précédent. En effet, l'interaction est ici modélisée par une interface de torsion entre chaque articulation de l'exosquelette et l'humain (HUO et al., 2021). L'idée est de faire converger la posture humaine vers la référence de l'exosquelette (les données cinématiques de H) en utilisant cette interface définie comme un couple de torsion. Pour cette simulation, les chevilles humaines n'ont pas de mobilité. Le couple de torsion $T_{torsion}$ peut être défini comme suit :

$$T_{torsion} = S(\Theta_m - \Theta_k) + D(\dot{\Theta}_m - \dot{\Theta}_k) \quad (4.13)$$

avec :

S et D : gains respectivement pour le ressort et l'amortisseur,

Θ_m, Θ_k : position angulaire de l'exosquelette hanche/genou et de la hanche/genou de l'être humain.

$\dot{\Theta}_m, \dot{\Theta}_k$: vitesse angulaire de l'exosquelette hanche/genou et de la hanche/du genou de l'homme.

Le couple obtenu $T_{torsion}$ a ensuite été ajouté au couple calculé par TSID afin de déterminer couple d'impédance utilisé pour calculer l'accélération correspondante à l'aide d'un algorithme de corps articulé (ABA) issu de la librairie Pinocchio (CARPENTIER et al., 2019; CARPENTIER et al., 2015–2021) calculant la dynamique, c'est-à-dire les accélérations des articulations en fonction de l'état actuel et de l'actionnement du modèle. Cette fonction est mise en œuvre en se basant sur FEATHERSTONE, 2014.

4.3.6 Simulation du couplage et résultats obtenus

Marche imposée par l'exosquelette

Pour ce type de contrôle, les résultats obtenus ont un $R^2 > 99\%$ pour les positions angulaires de l'exosquelette et les positions angulaires de l'humain. Ce modèle considère que l'humain et l'exosquelette ont le même objectif à chaque pas de temps et peut être vu comme un contrôle de l'exosquelette sur l'humain. Il considère que l'humain suivra parfaitement l'exosquelette. Cependant, ce modèle ne prend pas en compte l'interaction de l'homme sur l'exosquelette qui est un point nécessaire dans la rééducation. Ce modèle, dont la marche cible est proche de la marche pathologique, pourrait être utilisé dans la toute première étape de la rééducation avec des amplitudes faibles et dans l'intervalle de mouvement qu'un enfant atteint de spasticité peut atteindre. Une amélioration possible serait de modifier la référence de l'exosquelette pour qu'elle soit davantage plus proche de la marche de C.

Cohabitation de deux comportements

Dans ce modèle, 2 facteurs sont cruciaux pour déterminer un couplage optimal entre l'humain et l'exosquelette : les gains de couple de torsion (S et D) et les gains de TSID pour les tâches de posture (Kp_{exo} et Kp_{human}). Différents jeux de paramètres sont testés et sont définis dans le tableau 4.15.

Dans cette partie, un cycle de marche gauche est modélisé. La marche à atteindre,

Sets	Jeux de paramètres	Kp_{exo}	Kp_{Human}	S	D
Set 1	Haut Gains TSID Haut gains de couple de torsion	5000	5000	0.8	0.01
Set 2	Haut Gains TSID Faible gains de couple de torsion	5000	5000	0.4	0.001
Set 3	Faible Gains TSID Haut gains de couple de torsion	1000	1000	0.8	0.01

Table 4.15 – Jeux de paramètres pour le couple de torsion et les gains TSID

aussi appelée référence, pour l'exosquelette est le cycle de marche gauche pathologique augmenté d'un certain pourcentage de l'erreur entre le cycle de marche gauche de l'enfant sain (H) et celui de l'enfant pathologique (C). Comme ces cycles de marche gauche (sains et pathologiques) n'ont pas la même durée à l'origine, une interpolation linéaire a été réalisée pour ramener la durée du cycle sain à celle du

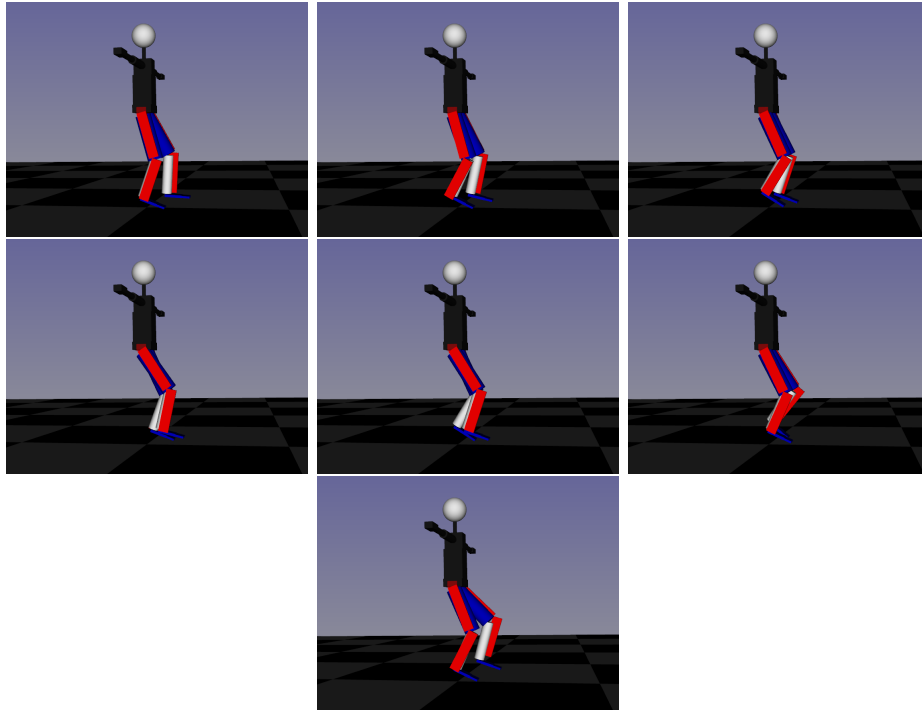


Figure 4.19 – Simulation de couplage entre les deux systèmes en base fixe pour un cycle de marche. La référence prise en compte ici est la marche pathologique améliorée de 10%. Les gains choisis correspondent à l'ensemble "Haut Gains TSID / Haut Gains de tâche de posture".

cycle pathologique, et ainsi permettre le calcul de l'erreur.

Le but de cette partie est de savoir jusqu'où la correction peut aller avant de rencontrer des problèmes dus à la grande différence entre les valeurs angulaires des deux systèmes. L'incrémentation de la référence avec un certain pourcentage de l'erreur entre les cycles de marche sains et pathologiques permet de recréer un protocole incrémental de rééducation. La méthode du R^2 est utilisée ici pour quantifier la proximité des valeurs angulaires articulaires de la marche du modèle humain et donc spastique avec celles de la référence qui est elle moins spastique.

La figure 4.19 présente un exemple de simulation du couplage entre l'humain et l'exosquelette avec une base fixe. Les contacts au sol ne sont pas pris en compte dans cette modélisation. La référence des chevilles a été fixée à 0° pour maintenir la cheville dans cette configuration.

La figure 4.21 présente les résultats obtenus dans le cadre d'un couplage avec une référence de l'exosquelette correspondant à la cinématique de l'enfant pathologique améliorée de 5% et avec les paramètres du Set 1 On observe qu'effectivement, le couplage améliore la cinématique de l'enfant pathologique comparativement à avant le couplage notamment au niveau des hanches. On observe aussi que le couplage rend

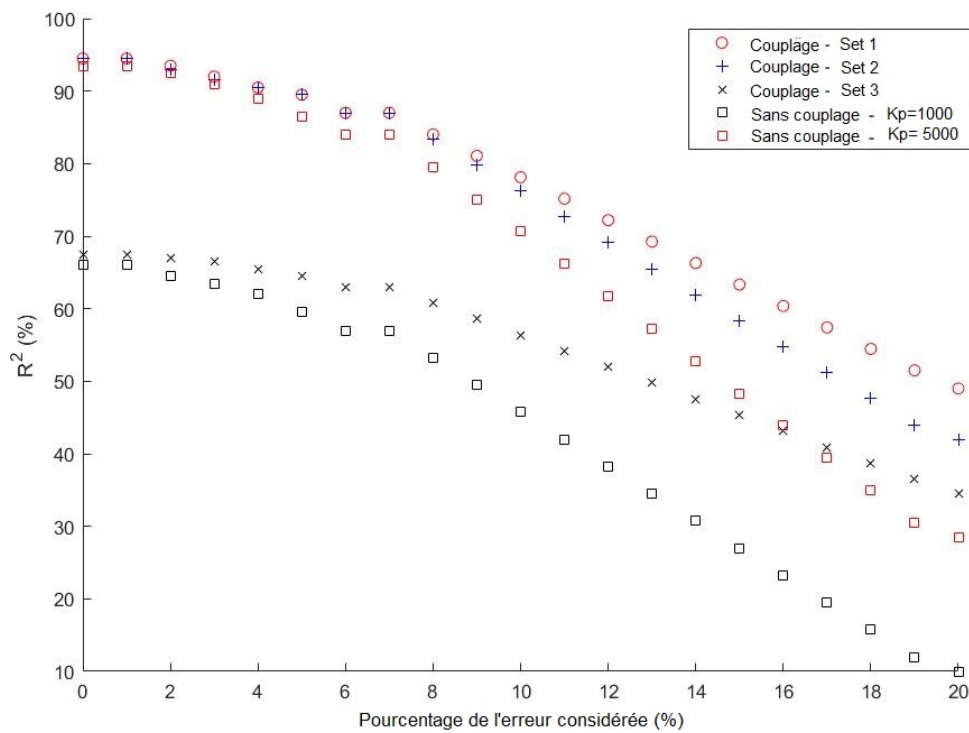


Figure 4.20 – Évolution du R^2 moyen pour les articulations de la hanche et du genou de l'humain en considérant plusieurs ensembles de paramètres étudiés avec et sans couplage en fonction du pourcentage de l'erreur considérée pour l'amélioration de la marche "saine".

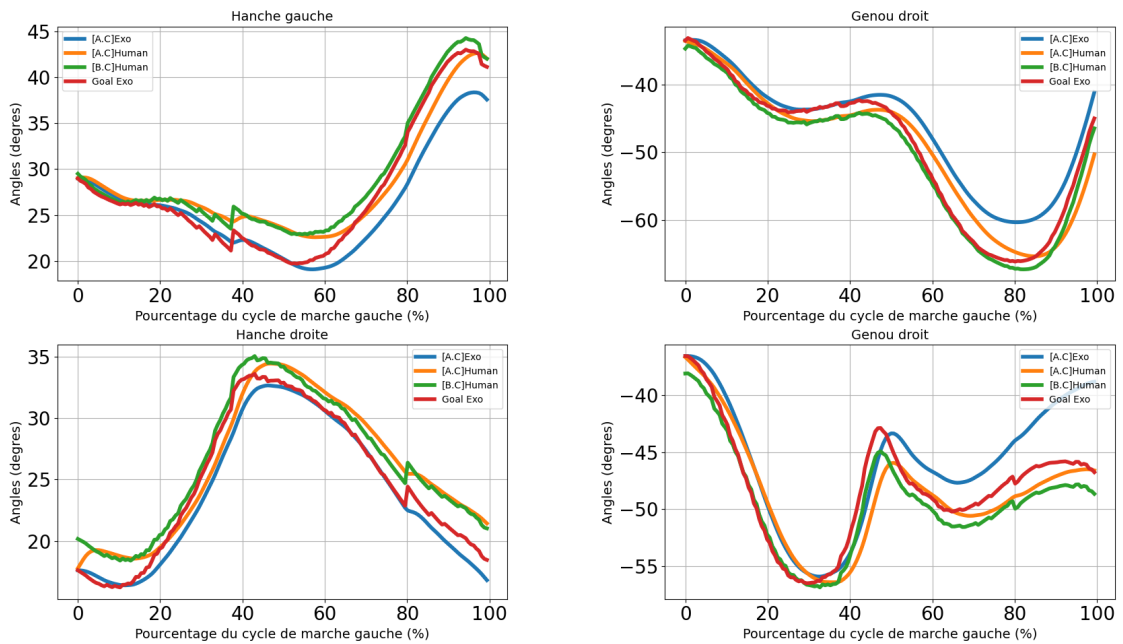


Figure 4.21 – Résultats des articulations de la hanche et du genou de l'exosquelette et de l'humain dans le cadre du couplage avec une erreur considérée de 5% et les paramètres du Set 1. *[AC] : After Coupling, [BC] : Before Coupling ; Goal Exo : Objectif cinématique de l'exosquelette.

difficile pour l'exosquelette de converger vers sa référence (Goal Exo) et s'en écarte (mis en évidence au niveau du genou droit).

La figure 4.20 présente l'évolution du R^2 moyen de la trajectoire angulaire de la hanche et du genou de l'humain en fonction des sets étudiés (Table 4.15). On observe que sans couplage entre les deux systèmes, le R^2 est globalement plus faible que celui avec couplage sauf dans le cas d'un couplage avec comme paramètres le Set 3. Les résultats présentés dans la figure 4.20 montrent différents points :

- Des gains élevés, pour les tâches TSID et le couple de torsion (Set 1), fournissent des simulations optimales de la marche sans couplage. Avec le couplage, on observe que couple produit provoque une grande perturbation du mouvement jusqu'à un certain point, où la marche pathologique est améliorée avec plus de 20% de l'erreur. Après ce point, les résultats de l'exosquelette et de l'homme sont critiques.
- Les gains faibles des tâches TSID (Set 2) ne fournissent pas des résultats aussi optimaux que les gains élevés mais acceptent mieux les perturbations du couplage (point critique autour de 30%).
- Des gains de couple de torsion faible (Set 3) avec des gains TSID élevés semblent être le compromis optimal entre la simulation optimale et l'acceptation du couplage car les deux systèmes sont moins liés.

4.3.7 Discussion

Dans cette partie, nous avons étudié le couplage entre deux systèmes distincts : un exosquelette et un humain. Ce couplage a été réalisé par le biais d'une interface ressort-amorti entre les articulations des deux systèmes. Les références pour les données cinématiques ont été données par le biais de tâches de posture créées par TSID. On observe qu'en fonction des gains choisis pour réaliser les tâches de posture mais aussi des gains pour le couple de torsion, les résultats varient. En effet, avec des gains de tâches de posture élevés, la marche sera d'autant mieux réalisée par rapport à la référence fournie. Cela veut dire que l'exosquelette convergera beaucoup mieux vers les données cinématiques de H et l'humain vers les données cinématiques de C améliorées d'un certain pourcentage de l'erreur entre C et H pour un même cycle de marche. Le couplage vient lier les deux systèmes afin qu'ils aient la même cinématique. Ce couplage est vu par TSID comme un couple perturbateur dans la réalisation optimale de ses tâches. Ainsi, quand le robot et l'exosquelette ont de plus en plus de différences cinématiques, le couple de torsion devient de plus en plus important et donc l'impact de ce couple sur TSID devient plus important et vient donc dégrader la résolution de tâche de ce dernier. Cela aboutit à une explosion du système humain-exosquelette pour des valeurs de pourcentage d'erreur entre exosquelette et humain importants. Afin de résoudre ce problème, il est possible de diminuer les gains de tâches de posture pour rendre plus flexible la résolution de la tâche par TSID et donc que le couple de torsion créé n'empêche pas la réalisation de cette tâche jusqu'à l'explosion.

4.3.8 Limites

Plusieurs limites de notre travail peuvent être soulignées. Premièrement, la durée du cycle de marche sain est différente de celle du cycle de marche spastique (pathologique). Ainsi, lorsque la marche de référence est créée avec une amélioration de la marche pathologique avec un pourcentage de l'erreur entre le cycle de marche sain et pathologique, on suppose que la marche de référence à atteindre a presque le même début et la même fin que le cycle de marche spastique avec l'interpolation. Cependant, la correction peut modifier le moment où le pied touche le sol et modifier la fin du cycle de marche. Deuxièmement, dans la méthode de couplage, nous ne modélisons qu'un cycle de marche gauche. D'autres cycles, comme des cycles droits, peuvent être intéressants à étudier. Troisièmement, la question du poids de l'exosquelette doit être étudiée dans le cas d'un couplage en free-flyer car le poids de l'exosquelette modélisé dans cette partie représenterait 11 % du poids de l'hu-

main considéré dans cette partie. Des solutions telles que la réduction du poids de l'exosquelette sont à explorer ou d'ajout de forces externes sur le modèle humain comme le poids de l'exosquelette ou les couples de torsion au niveau du bassin de l'humain. Enfin, les articulations non actionnées sont laissées libres, ce qui peut introduire des comportements simulés inattendus avec l'utilisation de différents paramètres (différents gains de tâche de posture, de couple de torsion).

Afin de contrebalancer l'effet du couplage sur l'exosquelette, une couche supplémentaire de contrôle sur l'exosquelette de type "PD+" peut être réalisée. Cette boucle de contrôle supplémentaire devra être testée en modifiant les gains TSID car il risque de rentrer davantage en conflit avec la réalisation des tâches de TSID.

4.3.9 Conclusions

Cette partie vise à modéliser et à contrôler un humain spastique à l'intérieur d'un exosquelette de membre inférieur, en utilisant une interface de couplage et TSID comme cadre de contrôle. L'objectif final de cette étude est de réaliser un exosquelette personnalisé pour un sujet atteint de paralysie cérébrale spastique. Les résultats démontrent l'efficacité de TSID pour créer des cycles de marche optimaux basés sur des données expérimentales de sujets sains et spastiques obtenues à partir d'une analyse clinique. Les résultats du couplage "à base fixe" démontrent l'utilité de cette démarche afin d'améliorer la cinématique de l'humain spastique. La marche de référence utilisée est basée sur les positions angulaires pouvant être atteintes par les enfants spastiques améliorée par un pourcentage d'erreur correspondant à la différence entre la cinématique saine et spastique. Cette définition de la référence vise à imiter la rééducation incrémentale. Les travaux futurs comprendront un couplage de type free-flyer. Contrairement à cette dernière partie, une marche en free-flyer sera modélisée en prenant en compte les contacts au sol. D'autres méthodes de contrôle, telles que les contrôleurs d'admittance, pourront être testées et comparées aux résultats présentés dans cette partie.

En résumé

Dans cette partie, nous avons pu montrer que l'utilisation de TSID ainsi que le couplage défini pour lier les deux systèmes (exosquelette et humain) . Ce couplage améliore la cinématique de l'enfant spastique (augmentation du R^2) et donc la marche pathologique du modèle humain. Des limites ont été mises en avant notamment sur le passage de base fixe à base mobile (free-flyer).

Questions

Quelles sont les étapes à réaliser en vue d'un passage en base mobile? Quelles interactions existent et comment transporter les forces de manière adéquate sur l'ensemble du système humain + exosquelette?

Publications

A. Bonnefoy, S. Otmani, N. Mansard, O. Stasse, G. Michon & B. Watier. Modélisation of a Human-Exoskeleton Interaction for Cerebral Palsy. International Symposium on Medical Robotics (ISMR). **(Soumis)**

Chapitre 5

Conclusion générale et perspectives

5.1 Conclusion

La paralysie cérébrale est une des causes principales de handicap moteur des enfants, représentant environ 1 naissance sur 500. L'apprentissage de la marche pour ces enfants est un enjeu essentiel dans la perspective d'une vie autonome. Un des symptômes majeurs de cette pathologie est la spasticité musculaire, réponse neurologique anormale provoquant une augmentation du tonus musculaire et des contractions involontaires. Actuellement, la prise en charge de ce handicap se concentre principalement sur de la kinésithérapie accompagnée de traitements médicamenteux pour limiter la spasticité. Utiliser la plasticité cérébrale des jeunes enfants est la clé d'un potentiel d'apprentissage de la marche. Pour cela, un complément à la rééducation classique est l'utilisation d'exosquelettes robotisés, permettant la reproduction d'un schéma de marche sain sur de grandes distances. Cependant, la variabilité de la pathologie et la prise en compte de la spasticité a limité le développement de cette approche.

Ainsi, l'objectif de cette thèse interdisciplinaire (entre la robotique, la biomécanique et la dynamique des systèmes) a été de modéliser l'interaction entre un enfant et un exosquelette en prenant en compte la spasticité musculaire.

D'un point de vue méthodologique, l'ensemble du travail de recherche de cette thèse s'est basé sur différentes mesures réalisées sur deux sœurs jumelles de 9 ans, C atteinte de paralysie cérébrale avec un GMFCS de 2, et H saine et servant de référence.

Dans un premier temps, il s'agit de comparer des tables anthropométriques adultes et enfants issues de la littérature afin connaître le BSIP des enfants et

d'améliorer la connaissance de la dynamique du système musculosquelettique. Les tables anthropométriques basées sur des données adultes étant souvent plus complètes, il a été montré qu'en fonction des paramètres inertiels souhaités, certaines tables sont plus proches et précises que d'autres. Aucune conclusion générale à l'échelle de l'ensemble des BSIP n'a pu être faite, cependant certaines tables ont été par la suite utilisées pour définir les moments d'inertie. Les données issues des mesures sur les jumelles C et H mettent en évidence des différences avec les données des modèles, d'autant plus avec l'enfant pathologique. Pour la suite du travail, les deux anthropométries ont néanmoins été considérées comme identiques.

La spasticité limitant l'amplitude du mouvement des articulations (en particulier du genou et de la hanche) de manière très complexe, sa prise en compte dans le cadre d'une rééducation robotisée a constitué un axe majeur de cette thèse. Un modèle phénoménologique de la littérature a été retenu et complété afin de prendre en compte la dépendance en vitesse et en position de la spasticité mais aussi les activations musculaires spastiques. Afin d'identifier les paramètres de ce nouveau modèle et les périodes d'activation de la spasticité, un test de réponse à un lâché ("Pendulum Drop Test") a été réalisé sur les 2 sœurs jumelles. Un algorithme génétique a été mis en œuvre afin de définir l'ensemble des paramètres du modèle qui a permis d'obtenir une bonne corrélation calcul/essais. Un système dynamique transitoire à un degré de liberté couplé à un actionneur, a ensuite été modélisé et a permis de réaliser un premier contrôle en impédance afin de déterminer la capacité de ce système simple à être contrôlé. Le contrôle a montré une convergence du pendule issu des mesures sur C vers celles de H à la fois en amplitude et en fréquence d'oscillation. D'autres méthodes de contrôle ont également été simulées.

Afin de complexifier et d'enrichir le modèle, une Analyse Quantifiée de la Marche (AQM) des sœurs jumelles a été réalisée. Cette analyse a permis de mettre en évidence les différences existantes d'un point de vue cinématique, dynamique, activations musculaires et autres paramètres spatio-temporels. Une modélisation d'un double-pendule représentant une vision simplifiée du membre inférieur est réalisée en enrichissant les modèles de la bibliographie (ceux de FEE et FOULDS, 2004) avec un couple dépendant de la position angulaire, la contribution des activations musculaires spastiques vue ici comme constante durant la marche, l'algorithme génétique mais aussi des couples articulaires modélisant l'activation musculaire volontaires pour les muscles étudiés. Deux modèles ont été proposés, le premier dont les périodes d'activations musculaires volontaires ont été basées sur les données EMG mesurées expérimentalement, et le second pour lequel ces périodes d'activations ont été déterminées par algorithme génétique. La comparaison des trajectoires

expérimentales a montré que le second modèle présentait une meilleure convergence.

Enfin, afin d'étudier le couplage entre le système humain et le système exosquelette dans le cadre de cycle de marche, des modèles humain simplifié et exosquelette ont été modélisés à l'aide du logiciel TSID. Le modèle humain s'est basé sur l'anthropométrie de C et le modèle exosquelette a été ajusté à la géométrie du modèle humain. Des marches individuelles ont d'abord été réalisées pour chacun des modèles avec des références articulaires et de centre de masse différentes (ceux de C pour l'humain, ceux de H pour l'exosquelette) avec de très bons résultats pour chacune des tâches modélisées. Ensuite, un couplage en base fixe (le système humain-exosquelette n'évolue pas dans l'environnement) a été réalisé entre les deux systèmes afin d'étudier l'amélioration de la marche pathologique de l'humain interagissant avec l'exosquelette. En fonction des paramètres (gains de tâche de TSID et paramètres de couple de torsion) pris en compte pour le couple de torsion et les gains TSID, il a été montré que la marche de l'humain est globalement améliorée grâce au couplage d'un point de vue cinématique. La marche de référence pour l'humain correspond à la marche de C. La marche de référence pour l'exosquelette est celle de la marche de C incrémentée d'un certain pourcentage de l'erreur entre les marches de C et H jusqu'à convergence vers la marche saine. Ce processus incrémental a pour but d'imiter des phases de rééducation afin d'y aller progressivement et de ne pas avoir un trop grand écart entre la tâche demandée et les capacités du patient. Nos futurs travaux se focaliseront sur la réalisation de la marche des deux systèmes couplés en base mobile.

5.2 Perspectives

Sommaire

A la fin de cette thèse, différents points n'ont pas pu être abordés ou développés suffisamment. Cette partie a pour vocation de présenter d'autres approches concernant les points présentés au sein de ce manuscrit comme les tables anthropométriques ou la modélisation de la composante musculaire. Cette partie a aussi pour vocation de présenter les amorces de la continuité de nos travaux comme la partie "Free-flyer" de la marche sur TSID.

5.2.1 Tables anthropométriques

Concernant l'étude des tables anthropométriques, seule 5 tables anthropométriques adultes ont été considérées pour cette étude et seuls 3 BSIP communs à toutes les tables ont été étudiés. Des travaux futurs pourraient inclure davantage de BSIP à étudier (produits d'inerties, moments d'inerties sur les axes non étudiés) afin de produire une comparaison plus riche et plus complète. Un ajout de table anthropométrique adulte pourrait être aussi intéressant afin de voir si ces autres tables possèdent une différence relative par rapport à JENSEN, 1986 plus ou moins identique. La question du choix de JENSEN, 1986 comme référence pour les tables anthropométriques pédiatriques est motivée par la facilité d'utilisation de cette table car proposant des équations de régression facile d'utilisation et générique. La question se pose de construire soi-même sa propre table anthropométrique enfant. Cela nécessiterait cependant différents points à considérer.

Tout d'abord, il est évident que construire une table anthropométrique nécessiterait un nombre important de sujets et serait impossible à réaliser si l'on souhaite toucher des populations diverses de part leur genre, ethnie, ou spécificité liée à la santé et en particulier liée à des troubles moteurs/modifications corporelles (paralysie cérébrale, amputations, membre sectionné,..). Ainsi, afin de faciliter cette réalisation, on pourrait simplement se baser sur les rapports de données anthropométriques brutes publiés par différents auteurs. Ce choix entraîne donc un second point à vérifier. Sur quelle type de population se base-t-on ? Quelle tranche d'âge ? Considérons-nous toutes les ethnies, tous les genres, avec et sans déficiences, altérations corporelles majeures ?

L'inclusion de ces différents paramètres sera certes une plus value car elle présentera des résultats différents et plus complets mais dû aux différences présentes entre les différentes populations étudiées, les équations globales de régressions obtenues à partir de l'ensemble de ces populations pourraient présenter une trop grande déviation standard lors de leur utilisation. Ainsi, dans une même étude, différentes sous-études pourraient être réalisées pour être au plus juste par rapport à chaque population étudiée. Ces sous-études faciliteraient d'autres chercheurs dans leurs travaux en se focalisant sur leur population d'intérêt et en étant sûr que celles-ci sont au plus juste par rapport à leur besoin.

5.2.2 Modélisation de la composante musculaire

Au cours de cette thèse, la composante musculaire dans nos équations du mouvement était simplement modélisée par des paramètres représentant la raideur et

l'amortissement que le muscle était capable de produire. C'est une méthode qui a fait ses preuves et qui nous a permis d'obtenir de très bons résultats notamment dans la partie liée au pendulum drop test et du double pendule. Au début de cette thèse, la question de la modélisation de la composante musculaire en nous basant sur les modèles de Hill (HILL, 1938) a été posée mais ne fut pas conservée par la suite notamment à cause de sa difficulté de mise en place. Le modèle de Hill peut être divisé en 3 éléments : une partie en série ("SE/SEE", Series Elastic Element), une partie contractile ("CE", Contractile Element) et une partie passive ("PE/PEE", Passive Element) (Figure 5.1 et 5.2). SE a pour but de représenter les propriétés élastiques des ponts transversaux active-myosine, CE représente la force active générée par le muscle et PE la force passive générée par le muscle. D'après ROMERO et ALONSO,

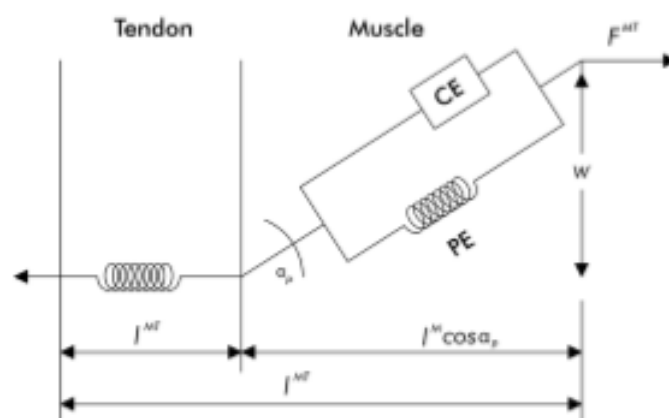


Figure 5.1 – Représentation du modèle musculaire de Hill avec représentation de la partie tendineuse. Dans cette modélisation, SE a été négligé. **Source** : ROMERO et ALONSO, 2016

2016, SE peut être négligé sans causer de grandes erreurs dans le modèle en se basant sur les travaux de ZAJAC, 1989. En plus de ses éléments élastiques, on observe souvent un système "ressort" attaché au modèle de Hill représentant les propriétés élastiques des tendons. La partie tendineuse est elle aussi parfois négligée d'après ROMERO et ALONSO, 2016 car la distinction entre la partie tendineuse et la longueur réelle du muscle est compliquée à réaliser et rend plus difficile la modélisation musculo-tendineuse. Ainsi en se basant sur les travaux de ROMERO et ALONSO, 2016, THELEN, 2003 et BUCHANAN et al., 2004, il est possible de déterminer la force musculaire générée. Un des points clés de cette modélisation est tout d'abord l'activation musculaire. D'après BUCHANAN et al., 2004, celle-ci peut être définie en fonction des données EMG obtenues pour chaque muscle et ainsi s'adapter à

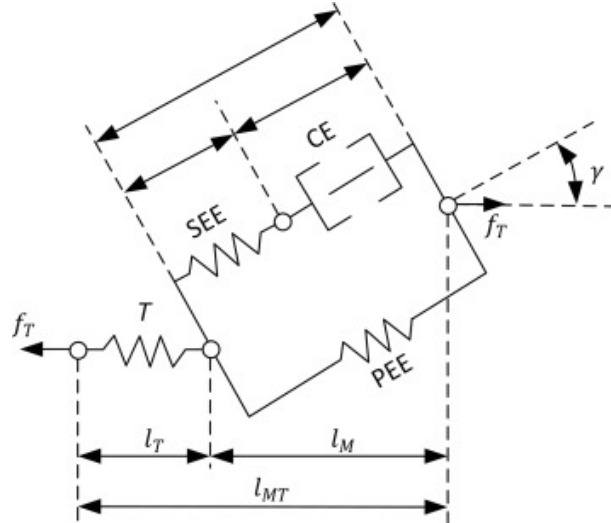


Figure 5.2 – Précision de la partie musculaire du modèle de Hill. Dans cette modélisation, les 3 éléments déterminants le modèle de Hill ont été considérés. Source : ANDERSEN, 2021

n'importe quel groupe de muscle (Equation 5.1).

$$a_j(t) = \frac{e^{Au_j(t)} - 1}{e^A - 1} \quad (5.1)$$

avec :

- A : un facteur dont BUCHANAN et al., 2004 préconise des valeurs entre -3 et 0.
- $u_j(t)$: le signal emg du muscle j considéré
- $a_j(t)$: l'activation du muscle j considéré

Une fois le profil d'activation déterminé, nous pouvons passer à la dynamique musculaire en nous intéressant aux forces musculaires. Ainsi, la force générée par le système musculo-tendineux d'après ROMERO et ALONSO, 2016 peut être défini comme suit :

$$F^{MT} = F_0^M \cdot f^T(l^T) \quad (5.2)$$

avec :

- F_0^M : la force maximale isométrique développée par le muscle étudié.
- $f^T(l^T)$: la force normalisée exercée par le tendon associé dépendante de la longueur de ce dernier
- $F^{MT} =$: force générée par le complexe musculo-tendineux étudié.

Nous comprenons qu'avec cette définition de la force musculaire, cela nécessiterait d'obtenir davantage de données notamment concernant F_0^M . En effet, il faudrait

réussir à distinguer et isoler le muscle d'intérêt et le contracter de manière précise afin d'obtenir la force isométrique. De plus $f^T(l^T)$ dépend de la longueur des tendons, donnée qui est difficile à obtenir sans prendre la mesure directement sur l'humain notamment en utilisant un IRM (Imagerie par Résonance Magnétique). Cette méthode utilise un puissant champ magnétique avec de hautes fréquences. Cette imagerie prend du temps à être réalisée et les résultats ne sont pas forcément disponible sur l'instant. De plus d'autres inconvénients peuvent être notifiés dans le cas d'utilisation de l'IRM comme la claustrophobie ou l'incapacité d'être utilisé par des personnes ayant des implants métalliques (population ayant subi une chirurgie de remplacement de la hanche par exemple). Afin de contourner ce problème, l'utilisation de logiciels comme OpenSim ou Anybody pourrait être faite en vérifiant évidemment la modélisation du complexe musculo-squelettique (insertion des muscles, ...).

Une autre définition de F^{MT} est proposée en se basant les éléments contractiles et passifs du muscle (Equation 5.3).

$$F^{MT} = (F^{PE} + F^{CE}) \cdot \cos(\alpha_p) \quad (5.3)$$

avec :

F^{PE} : Force exercée par l'élément passif (PE)

F^{CE} : Force exercée par l'élément contractile (CE)

α_p : l'angle de pennation correspondant à l'angle que force les fibres musculaires par rapport à l'axe d'exercice de la force musculaire. La figure 5.1 a un angle de pennation nommé α_p et la figure 5.2 nommé γ .

Nous ne détaillerons pas les équations pour F^{PE} et F^{CE} car elles sont déjà détaillées dans ROMERO et ALONSO, 2016 mais nous traiterons des limites de l'utilisation de ces équations.

La définition de F^{PE} nécessite à nouveau F_0^M qui peut être compliqué à obtenir pour les raisons précédentes. De plus en fonction des auteurs, certains paramètres sont à optimiser. En effet, pour THELEN, 2003, cela nécessite de déterminer des facteurs de forme (k_{PE}) ainsi qu'un facteur de déformation de PE (ϵ_0^M). Pour da SILVA, 2003, cette force dépend de la longueur du muscle (l^{MT}) mais aussi de sa longueur au repos (l_0^M). Ainsi, afin de déterminer ces paramètres, une optimisation via algorithme génétique peut être envisagée en se basant sur des valeurs déjà utilisée dans la littérature ou en déterminant un intervalle dans lequel l'algorithme devrait chercher. Concernant F^{CE} , présenté comme F^M dans ROMERO et ALONSO, 2016, celui est dépendant à nouveau de F_0^M , de l'activation musculaire $a_j(t)$ ainsi que deux forces respectivement dépendantes pour l'une de la longueur normalisée de l'élément contractile ($f_L(l_M)$) et pour l'autre de la vitesse de contraction normalisée

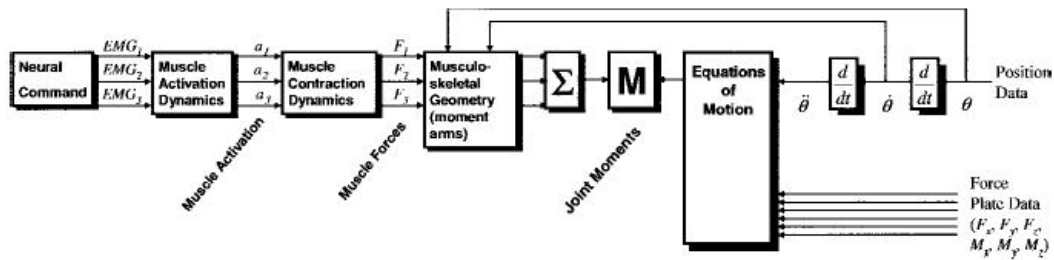


Figure 5.3 – Schéma de l'approche hybride "Forward/Inverse Dynamics" proposé par BUCHANAN et al., 2004. Seuls une articulation et 3 muscles sont considérés dans ce schéma.

($f_V(\tilde{v}_M)$). Ces deux forces ont notamment été définies par THELEN, 2003 puis reprise par ROMERO et ALONSO, 2016. Ces deux forces introduisent à nouveau des éléments complexes à obtenir en plus de certains paramètres de formes.

L'obtention de l'ensemble de ces paramètres semblent nécessiter un certain nombre de données expérimentales et d'optimisation afin de créer la force générée par les muscles qui nous intéressent (principalement les muscles du membre inférieur). Une fois cette force générée, celle-ci peut être prise en compte lors du calcul de l'équation du mouvement en calculant le couple associé. BUCHANAN et al., 2004 propose un schéma complet de la contribution musculaire dans les équations du mouvement en partant notamment des données EMG jusqu'à la position angulaire atteinte par le système (Figure 5.3).

En résumé

Afin d'être davantage précis dans la modélisation de la contribution musculaire dans le mouvement humain, une modélisation se basant sur le modèle de Hill est envisageable. Cependant celle-ci nécessitera un nombre important de données expérimentales ainsi qu'une optimisation conséquente afin de reproduire au mieux l'impact de l'activation musculaire dans nos mouvements et de déterminer l'ensemble des paramètres inconnus ou spécifiques aux sujets étudiés.

5.2.3 Modélisation et contrôle de la marche

Dans cette partie, nous tâcherons de présenter les amorces de la marche en base mobile (free-flyer) du couplage humain et exosquelette.

Comme précisé dans la partie *Modélisation et Simulation de la marche*, la marche des différents systèmes est réalisée avec un coefficient de friction important. Cependant, ce coefficient de friction est à l'origine d'un couple articulaire beaucoup trop important lors du couplage. Afin de résoudre ce souci, le coefficient de friction a été

abaissé à une valeur $f_c=0.3$, donc divisé par 100. La marche associée des différents systèmes a donc été modifiée (notamment les gains) afin de prendre en compte cette modification.

Dans le cas du couplage en free-flyer, nous considérons que l'exosquelette n'a pas de contact au sol et que l'humain porte l'exosquelette. Ainsi, le mouvement de la base de l'exosquelette est contraint par la position et l'orientation du pelvis de l'humain. Afin de reproduire cette réalité, et en partant de l'humain ayant une marche pathologique, une tâche SE3 est créée afin de contraindre la position et l'orientation de la base de l'exosquelette sur l'humain. Le tableau 5.1 présente les paramètres utilisés pour réaliser cette tâche. Il s'agit d'une contrainte car nous voulons absolument que l'exosquelette soit contraint totalement donc le niveau de priorité est mis à 0.

Table 5.1 – Valeurs des paramètres utilisés pour la création de la tâche SE3 visant à contraindre la position et l'orientation de la base de l'exosquelette.

Tâche	Kp	Poids	Priorité
SE3 - Base/Pelvis	3e4	1e-5	0

La figure 5.4 présente le comportement observé suite à cette tâche.

On observe que contrairement à la simulation base-fixe, l'exosquelette montre un

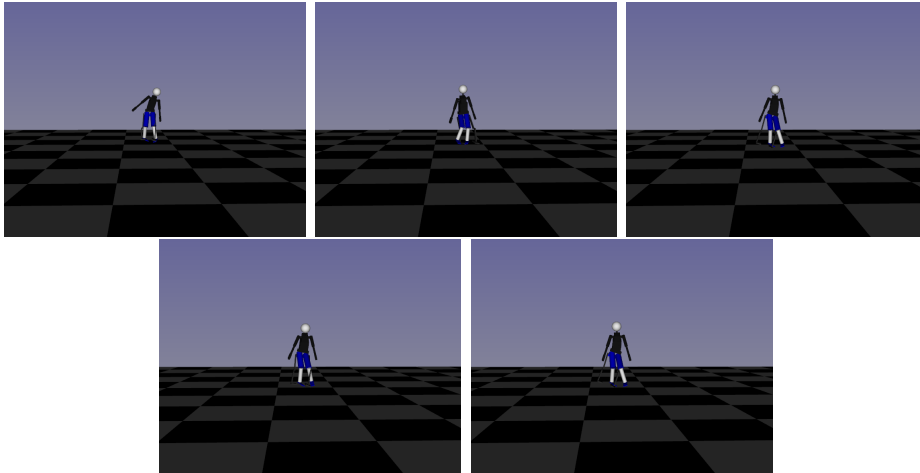


Figure 5.4 – Contrôle de la base de l'exosquelette pour qu'elle soit fixe par rapport au pelvis de l'humain. On observe ainsi un mouvement balancier de l'exosquelette par rapport à l'humain

comportement balancier le long de la marche de l'humain. Ce mouvement est dû à la modification de l'orientation du bassin de l'humain lors de la marche. Le comportement est tout à fait logique. Ce comportement n'est pas observable en base fixe

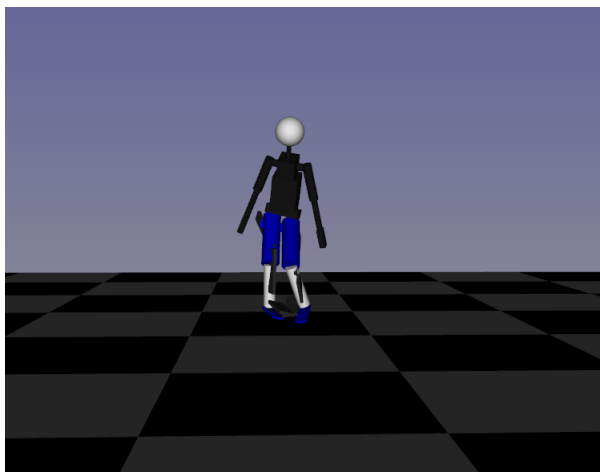


Figure 5.5 – Ajout d’une tâche SE3 sur la position de l’attache de l’exosquelette sur l’humain. On voit ici que le membre ”cuisse” de l’exosquelette traverse la cuisse du modèle humain.

car celle-ci par définition est fixe. Cependant, outre le balancier, l’exosquelette suit parfaitement la base de l’humain avec un $R^2=99\%$.

Afin de corriger ce balancier, différentes possibilités sont envisagées afin de maintenir l’exosquelette fixé à l’humain selon l’axe médio-latéral (y).

Tout d’abord, nous avons testé de créer des tâches SE3 uniquement sur la position des chevilles de l’exosquelette par rapport à celle de l’humain afin de créer une attache de l’exosquelette sur l’humain en plus de la tâche SE3 sur le pelvis. Cette tâche à un niveau de priorité de 1 avec des gains relativement hauts présentés dans le tableau 5.2. La figure 5.5 présente un des résultats obtenus avec cette configuration.

Les résultats obtenus montrent que l’attache créée au niveau de l’articulation de la

Table 5.2 – Valeurs des paramètres utilisés pour la création de la tâche SE3 visant à contraindre la position des chevilles de l’exosquelette.

Tâche	Kp	Poids	Priorité
SE3 - Cheville	9e1	1e-2	0

cheville fonctionne cependant elle ne suffit pas à contraindre l’ensemble de la jambe en combinaison avec la tâche SE3 sur le pelvis. En effet, nous observons que l’articulation du genou n’est pas contrainte sur l’axe médio-latéral et passe à travers la jambe de l’humain. Une autre tâche SE3 visant à modéliser une attache au niveau du genou. Malgré nos différents tests et nos différentes itérations sur la valeur des gains, poids et niveau de priorité, le comportement explose avec cette tâche supplémentaire

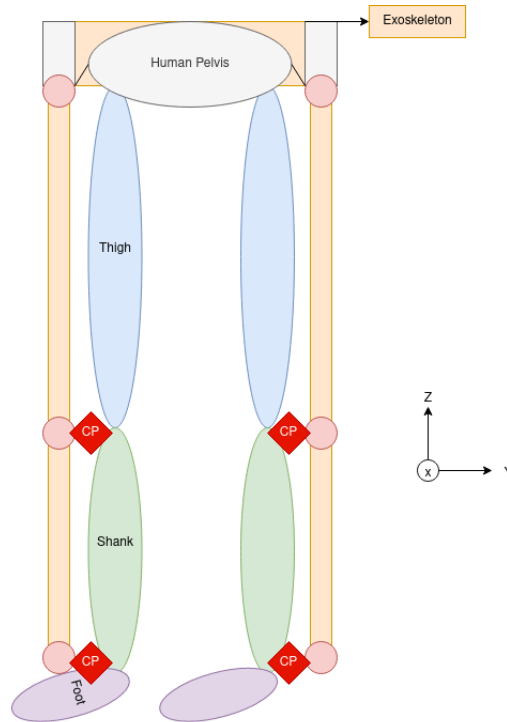


Figure 5.6 – Modélisation des attaches vu par TSID comme des contacts ponctuels au niveau du genou et de la cheville.

sur les 2 jambes.

Une autre manière de modéliser ces attaches peut être choisie. Nous pouvons créer des contacts ponctuels qui sont similaires à des contacts 6D mais selon un axe spécifique (Figure 5.6). Ce contact peut être réalisé via TSID en spécifiant la position de référence ainsi que la position actuelle de l'exosquelette selon l'axe y à des points spécifiques. Ces points spécifiques correspondent aux points d'attaches de l'exosquelette sur l'humain. Comparativement aux tâches SE3, ces tâches de contact ponctuel nécessitent des gains, des poids et des niveaux de priorité. Les gains seront relativement hauts afin de permettre de suivre la position de l'humain au niveau des points d'attaches choisis. La question reste pour l'instant sans réponse concernant le niveau de priorité. Avec un niveau de priorité 0, l'exosquelette sera forcé de converger vers la position imposée des attaches ce qui pourrait entraîner un conflit de tâches avec la tâche de la base et aboutir à un mouvement explosif. Seuls les poids de chaque tâche pourraient ordonnancer les deux tâches de niveau 0. En effet, les poids n'ont d'importance qu'en cas de conflit de tâche. Avec un niveau de priorité à 1, la tâche n'est plus une contrainte mais peut être forcée à être correctement réalisée en utilisant les gains. Elle sera néanmoins moins bien réussie que la tâche

SE3 concernant la base. Les gains quant à eux devront être relativement forts afin de corriger l'écart entre la position de référence et la position réelle de l'exosquelette. Une hiérarchie de résolution de tâches devra être suivie à chaque pas de temps afin de conserver une logique de causalité des évènements sur les différents robots (humain et exosquelette). Les forces générées par les différentes tâches devront être correctement prises en compte afin de créer un mouvement correspondant aux forces exercées par les différents corps.

Afin de mieux comprendre les forces a étudié, reprenons les équations mécaniques des différents systèmes. Pour l'humain :

$$M_H \ddot{q} + b_H = \tau_H + J_c^T f_c + J_H^T f_i \quad (5.4)$$

Pour l'exosquelette :

$$M_E \ddot{q} + b_E = \tau_E + J_E^T f_i \quad (5.5)$$

with :

- $M_{H/E}$: Matrice de masse
- $b_{H/E}$: Forces de biais/sollicitation
- $\tau_{H/E}$: Couples articulaires
- f_c : Forces de contact au sol
- J_c^T : Jacobienne des contacts au sol
- f_i : Forces d'interaction
- $J^{H/E}$: Jacobienne des interactions

Pour chacun des paramètres définis précédemment, une partie actionnée et non-actionnée existent tel que :

- $M = [M_u \ M_a]^T$
- $b = [b_u \ b_a]^T$
- $J_c^T = [J_{c_u}^T \ J_{c_a}^T]$
- $\tau = [\tau_u \ \tau_a]^T$

On comprend que les forces de contacts ponctuels correspondantes aux attaches de l'exosquelette vont se retrouver dans les forces d'interaction. La question est de comment ordonnancer l'ensemble. Lors de l'exécution du script permettant le couplage de l'exosquelette et de l'humain dans un contexte free-flyer, il faut avoir en tête quel robot bouge avant lequel et quelles sont les retours à appliquer sur chaque robot. Le tableau 5.3 propose un enchaînement d'exécution afin de conserver toute la causalité

des évènements. Les couples de torsion $T_{torsion}$ correspondent aux couples appliqués

Table 5.3 – Logique d'évolution et de prise en compte des forces à appliquer sur les différents systèmes . * dt : temps entre chaque itération

Élément de l'exécution	Periode de temps	Explication et réalisation	Tâche
1) $Human_{TSID}$	Temps 0	TSID va calculer l'ensemble des forces et couples à appliquer sur le modèle humain afin de converger vers les références souhaitées	CoM , SE3 sur l'orientation du pelvis, Posture sur les jambes, Contacts au sol 6D
2) $Exoskeleton_{TSID}$	Temps 0	TSID va faire la même chose mais pour l'exosquelette. La position de référence pour la tâche de la base sera celle du pelvis de l'humain calculer auparavant	SE3 Base, Contact Ponctuels Tâche de Posture
3) Human.aba	0 à dt*	Application des forces de contacts ponctuels de l'exosquelette sur l'humain et des autres forces générées par l'exosquelette (dont le poids). Les couples de torsion $T_{torsion}$ seront aussi ajoutés.	
4) Exosquelette.aba	0 à dt*	Application des couples de torsion $T_{torsion}$ sur l'exosquelette	

à chacun des articulations du membre inférieur afin de lier davantage l'exosquelette et l'humain. Pour rappel, ils sont définis ainsi :

$$T_{torsion} = S(\Theta_m - \Theta_k) + D(\dot{\Theta}_m - \dot{\Theta}_k). \quad (5.6)$$

avec :

S et D : gains respectivement pour le ressort et l'amortisseur,

Θ_m, Θ_k : position angulaire de l'articulation de l'exosquelette considéré et celle de l'humain.

$\dot{\Theta}_m, \dot{\Theta}_k$: vitesse angulaire de l'articulation de l'exosquelette considéré et celle de l'humain.

Les fonctions ".aba" ou ".forwardDynamics" sont des fonctions issues de la librairie de Pinocchio (CARPENTIER et al., 2015–2021) et ayant pour but de définir l'accélération correspondante à une position actuelle, une vitesse actuelle et à un couple que l'on souhaite appliqué à une articulation. Ainsi, c'est par cette fonction que les couples issus des forces de contacts ponctuels mais aussi les couples de torsion seront appliqués aux différents robots.

Cet enchaînement correspond aux futurs tests que nous devons réaliser dans les prochains mois afin d'avoir un couplage en free-flyer fonctionnel.

En résumé

L'utilisation de TSID afin de modéliser la marche humaine a permis d'obtenir de bons résultats en base fixe de manière couplée ou en free-flyer pour les deux systèmes (humain et exosquelette) de manière individuelle. TSID pourrait être à nouveau utilisé afin de réaliser le couplage de ces deux systèmes en free-flyer. Certaines limites sont cependant à noter comme la difficulté de régler les gains, poids et priorité des tâches à implémenter. De plus, TSID semble trop rigide face à des perturbations extérieures. D'autres méthodes de modélisation sont envisageable de tester.

Chapitre 6

Annexe

6.1 Etude bibliographique d'AQM d'enfants atteints de paralysie cérébrale

Table 6.1 – Comparaison d'articles traitants de l'étude de la marche d'enfants atteints de paralysie cérébrale. ^a N.E : Non étudié, PC : Paralysie cérébrale, ROM : Range of Motion

Références	Sujets étudiés	Données cinématiques	Données dynamiques (couples articulaires)	Paramètres spatio-temporels	Muscles étudiés
STEINWENDER et al., 2000	20 PC, 20 non PC	Pelvis, hanche (frontal/sagittal), genou, cheville	Genou et cheville (sagittal)	Longueur pas, vitesse, cadence	N.E
MALONE et al., 2015	17 PC, 17 non PC	Pelvis, hanche, cheville, tronc	N.E	Longueur pas, vitesse, cadence, simple et double support	N.E

TAVERNESE et al., 2016	27 PC, 10 non PC	Hanche, genou, cheville, épaules, pelvis, pieds	N.E	Vélocité, cadence, longueur pas, double support, RoM pelvis et épaules	N.E
BOJANIC et al., 2011	14 non PC, 3 PC	N.E	N.E	N.E	Vastus medialis, biceps femoris, tibialis anterior, gastroc- nemius medialis
STEELE et al., 2019	20 PC	N.E	N.E	N.E	Rectus femoris, medial ham- strings, vastus lateralis, anterior tibialis, medial gastrocne- mius

PATIKAS et al., 2007	34 PC, 20 non PC	Hanche, ge- nou, cheville	Hanche, ge- nou, cheville	Vitesse, ca- dence, durée et longueur pas, % d'un cycle en stance	Vastus lateralis, rectus femoris, biceps femoris, medial ham- strings, tibialis anterior, lateral gastroc- nemius, soleus
VAN DRONGELEN et al., 2013	7 paires de ju- meaux diplégiques PC	Genou	N.E	N.E	N.E
MARCHITTO et al., 2020	2 ju- melles, 1 PC et 1 non PC	Hanche, ge- nou, cheville	N.E	Vitesse, longueur et durée d'un pas, simple et double support droite et gauche	N.E

6.2 Exosquelettes de rééducation sur le marché

Avant de vouloir créer un exosquelette ayant pour objectif d'améliorer la marche des enfants atteints de paralysie cérébrale, il est nécessaire de regarder quels sont les dispositifs existants sur le marché et leurs limites. Certains se sont montrés plus intéressants dans le cadre de cette thèse que d'autres et nous nous focaliserons sur ceux-ci.

Lokomat

Le Lokomat produit par Hocoma, une société suisse, est un dispositif de rééducation de la marche. Il permet une thérapie locomotrice pour les patients, qui souffrent de déficit à la marche à la suite d'un AVC, de lésions de la moelle épinière, de paralysie cérébrale, etc. . Il s'agit d'un exosquelette fixe (ou stationnaire) qui est utilisé sur un tapis roulant. Malgré le fait qu'il soit un appareil fixe qui ne peut pas quitter la pièce, il possède de nombreuses capacités et une grande polyvalence. Le harnais de suspension monte et descend à chaque pas, il possède aussi un actionnement actif de la hanche et du genou et un contrôle passif de la cheville (Figure 6.1). La translation et rotation du pelvis y sont aussi autorisées. Le Lokomat possède aussi un retour visuel, une assistance variable et permet de collecter et interpoler des données. Il permet de fournir un grand nombre de pas reproductibles dans chaque session. Un module pédiatrique transforme le Lokomat en une sorte d'orthèse pédiatrique.

Certains auteurs comme HIDLER et al., 2009 se sont intéressés à l'intérêt de ce genre d'assistance robotisée pour la marche par rapport à des entraînements de marches conventionnels en centre spécialisé. La population étudiée est une population de 63 personnes âgés de plus de 18 ans, ayant eu un AVC dans les 6 mois précédents l'étude et ayant la capacité de marcher sur 5 mètres sans assistance physique avec une vitesse moyenne de marche entre 0,1 et 0,6 m/s. Les patients ont été répartis en 2 groupes : un ayant l'assistance robotisée (Lokomat), l'autre avec uniquement l'entraînement conventionnel. L'amélioration de la marche des patients est calculée en fonction de différents critères mesurés avant et après entraînement comme la cadence, la capacité de marche améliorée, l'équilibre. Les résultats de cette étude montrent que l'assistance robotisée est moins performante que l'entraînement conventionnel en centre spécialisé. Une des explications de ces résultats en défaveur du Lokomat pourrait être la position imposée du tronc, en particulier le pelvis qui est compressé. Celle-ci pourrait empêcher de réaliser pleinement le mouvement de marche et créerait une marche moins optimale qu'attendue.

Trexo Plus

Le Trexo plus est un dispositif médical hybride se composant d'un déambulateur et d'un exosquelette du membre inférieur (Figure 6.2). Contrairement au dispositif précédent, le Trexo Plus peut être utilisé tant au quotidien que dans un centre spécialisé. Ce dispositif permet à l'enfant d'avoir une certaine stabilité lors de ses déplacements grâce au déambulateur tout en améliorant sa marche grâce à l'exos-



Figure 6.1 – Le module pédiatrique du Lokomat : Lokomat Pro Pediatric.

quelette pouvant moduler la référence à atteindre pour l'enfant. Le dispositif est ajustable en hauteur et en largeur pour pouvoir être utilisé avec une grande intervalle de sujet à partir de 2 ans. Différentes pathologies sont la cible du développement du Trexo Plus notamment la paralysie cérébrale.

Le dispositif peut être contrôlé par l'intermédiaire d'une tablette afin de moduler la vitesse de marche, les valeurs angulaires de référence pour les différentes articulations mais aussi le niveau de support. L'exosquelette comporte 4 moteurs latéraux pour les articulations de la hanche et du genou afin d'améliorer la marche de l'enfant au sein du dispositif. Le buste de l'enfant est maintenu par une large ceinture abdominale lui permettant d'être assuré. Un guidon sur le support du déambulateur permet à l'enfant de s'appuyer lors de la marche. D'autres dispositifs comprenant un déambulateur et un exosquelette ont été créés et leur bénéfice par rapport à la marche a été défini.

HAL Lower Limb

HAL Lower Limb est l'exosquelette de rééducation médicale mobile le plus largement distribué et est produit par la société CYBERDYNE. Il s'agit d'un robot portable et mobile alimenté de la hanche au genou avec un schéma de contrôle basé sur un signal bioélectrique. L'exosquelette HAL est disponible en deux versions : HAL Medical et HAL Living Support. Il est modélisé pour être utilisé avec les patients souffrant de troubles musculo-squelettiques ambulateurs : lésion de la moelle épinière, traumatisme crânien, maladie du cerveau et du système neuromusculaire, etc... Le système Hanche-genou est motorisé mais s'étend entièrement au



Figure 6.2 – Dispositif Trexo Plus composé de la partie déambulateur et de la partie exosquelette.

sol. L'articulation de la cheville est laissée libre (Figure 6.3). L'exosquelette permet à l'articulation de la hanche d'atteindre une extension de 20° et une flexion de 120° et à l'articulation du genou d'atteindre une extension de 6° et une flexion de 120° . Différentes tailles sont disponibles pour atteindre le plus de personnes possibles. Un contrôleur librement détachable permet à l'opérateur de manipuler toutes les opérations, telles que le démarrage / arrêt de l'assistance, la modification des paramètres et la confirmation des états de mouvement, en surveillant de près les mouvements du porteur.

Certains auteurs comme WALL et al., 2015 ont étudié la contribution positive de l'exosquelette HAL dans l'amélioration de la marche de patients atteints parésie. Cette étude prend en compte 7 études choisies en fonction de certains critères choisis par les auteurs comme le choix de la population, l'utilisation obligatoire de HAL. Les études au total incluent 140 participants entre 18 et 90 ans dont 107 ont utilisé HAL. L'étude de WALL et al., 2015 conclut sur la pertinence et la faisabilité d'utiliser HAL dans un contexte de rééducation. Des améliorations concernant la marche et l'indépendance des sujets ont été observées. Les données ne permettent cependant pas de faire une conclusion générale sur HAL.

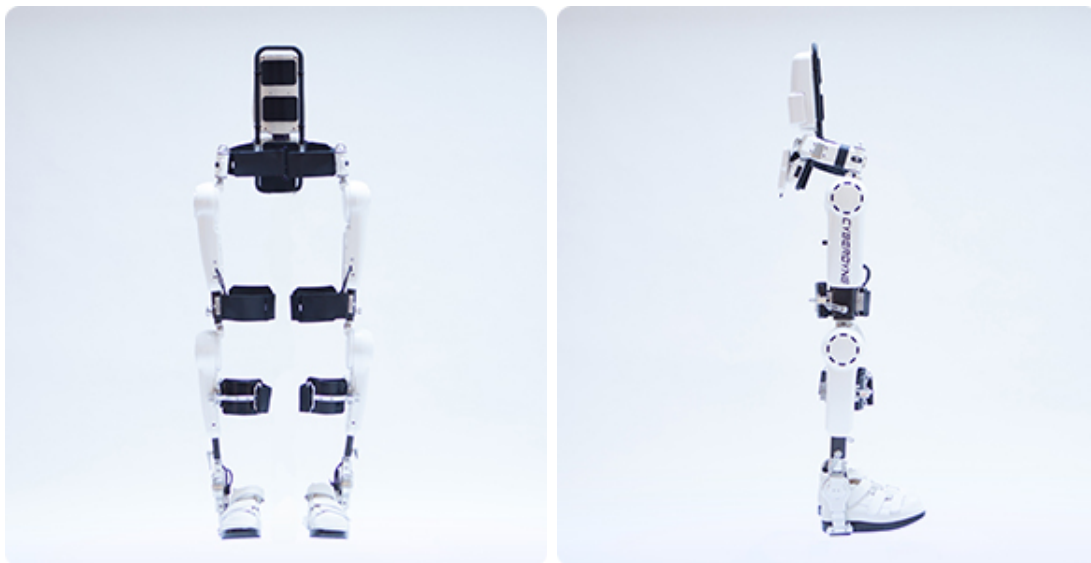


Figure 6.3 – HAL Lower Limb .Le complexe hanche-genou motorisé est facilement identifiable. Le contrôleur se trouve dans le dos du porteur.

Atalante

L'ATLANTE de la société française Wandercraft est conçu pour être un système de marche entièrement autonome pour les personnes à mobilité réduite. Il s'agit d'un exosquelette mobile de hanche-genou-cheville (Figure 6.5) possédant un auto-équilibre donc pas besoin de béquilles ou de déambulateur pour maintenir l'équilibre du patient. Un jeu de paramètres permet de s'adapter aux patients et à leurs difficultés. Une télécommande est utilisée afin d'initier les mouvements mais la commande est aussi détectée et crée à l'aide d'un gilet de capteur. La programmation est faite de telle sorte à permettre de franchir les obstacles et fournir une démarche plus naturelle. Il possède différents modules comme "marche", "demi-tour", "exercices" qui sont plutôt destinés à la rééducation. L'exosquelette vient aussi récemment d'obtenir le marquage CE. Certaines vidéos ont montré l'application de cette exosquelette dans la vie du quotidien mais cela nécessite de revoir entièrement l'aménagement du lieu de vie car ATALANTE est un dispositif massif.



Figure 6.4 – Exosquelette ATALANTE de la société française Wandercraft.

ReWalk

Le système ReWalk est un exosquelette du membre inférieur permettant aux personnes atteintes d'une lésion de la moelle épinière de marcher de manière indépendante. Ce système robotisé permet de contrôler les articulations de la hanche et du genou. Il est alimenté par des batteries rechargeables et est contrôlé par un système électronique placé au niveau du bassin. L'intérêt de cette localisation est de se rapprocher du centre de masse afin d'éviter tout déséquilibre. Contrairement à l'exos-

quelette précédent, l'articulation de la cheville n'est pas motorisée et est passivement contrôlée par une orthèse dont les mouvements autorisés sont limités et dont la dorsiflexion est facilitée par un système ressort ajustable. L'exosquelette est contrôlé par les mouvements du tronc de l'utilisateur et par les changements du centre de gravité détecté par un capteur d'inclinaison placé au niveau du pelvis (ESQUENAZI et al., 2012). A travers ce capteur, les données obtenues sont utilisées afin de permettre aux deux membres inférieurs d'alterner leur mouvement afin qu'ils soient coordonnés. Pour certaines commandes comme le passage de la position assise à la position debout, l'utilisateur peut utiliser une télécommande afin de réaliser le mouvement.

Comme WALL et al., 2015 pour HAL, MILLER et al., 2016 a réalisé une meta-analyse en recueillant différentes études afin de déterminer si les exosquelettes pour des personnes atteintes de lésion de la moelle épinière étaient efficaces et sécurisés. Parmi les exosquelettes étudiés, on retrouve le Re-Walk étudié dans 8 études sur 14 études considérées. La conclusion du papier est la même que celle de WALL et al., 2015 : les exosquelettes considérés, incluant donc le ReWalk, sont considérés comme adéquats pour permettre à des personnes atteintes de lésion de la moelle épinière de marche de manière sécurisée et d'améliorer leur marche. LAJEUNESSE et al., 2015 ont eux aussi réalisé une meta-analyse comprenant des études s'intéressant au ReWalk. Les résultats obtenus sont similaires à ceux de MILLER et al., 2016.



Figure 6.5 – Exosquelette ReWalk produit par la société ReWalk Robotics.

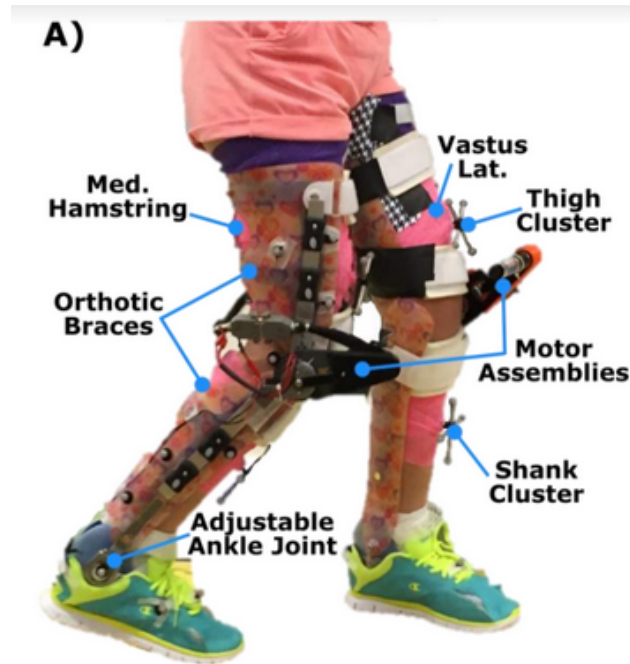


Figure 6.6 – Prototype d'exosquelette : système genou-cheville-pied. **Source** : LERNER et al., 2016

6.3 Les exosquelettes dans la recherche

Outre les exosquelettes déjà présents sur le marché, d'autres projets intéressants travaillant sur des sujets similaires à cette thèse ont été étudiés notamment ceux de Zachary Lerner. Il focalise ses recherches sur le développement d'un système électromécanique de type exosquelette/orthèse afin d'aider des patients atteints de paralysie cérébrale. Dans LERNER et al., 2016, il y développe la conception ainsi que les résultats obtenus avec un exosquelette genou-cheville-pied (Figure 6.6) permettant d'améliorer l'extension du genou.

La conception s'est faite autour de l'architecture d'une orthèse genou-cheville-pied (Knee Ankle Foot Orthosis (KAFO)) contenant des coques thermoplastiques moulées sur mesure pour les segments du pied, de la jambe et de la cuisse reliés par un système rigide monté sur le côté latéral de la jambe. À l'articulation du genou, un ensemble moteur personnalisé léger peut fournir un niveau d'assistance raisonnable et permettre une extension de la jambe. Un mécanisme cheville-jambe permet de libérer la cheville pour lui permettre de réaliser des mouvements libres, la bloquer pour restreindre la mobilité ou l'ajuster pour apporter une assistance dynamique. Un capteur de force assez sensible monté au niveau du pied fournit des informations concernant le contact pied-sol. Avec la position et la vitesse de l'articulation du genou obtenues à l'aide d'un encodeur placé sur l'axe de rotation du moteur, ce capteur permet de détecter les différentes phases de marche.

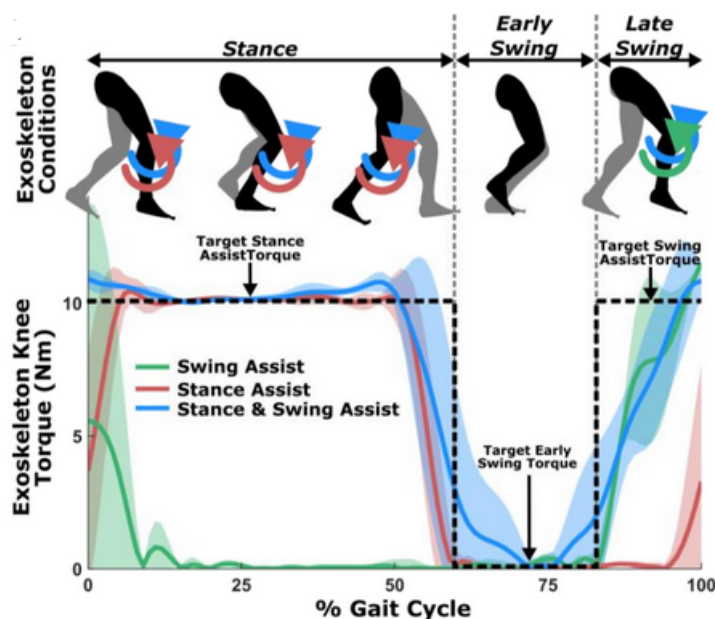


Figure 6.7 – En haut, le fonctionnement que l'exosquelette est censé avoir c'est-à-dire un couple constant à des moments particuliers de la marche. En bas, le couple cible et le couple mesuré chez le patient au niveau de l'articulation du genou avec l'exosquelette
Source : LERNER et al., 2016

Le protocole implique un enfant atteint de paralysie cérébrale de 6 ans avec un GMFCS de level 2 capable de marcher 9 mètres sans assistance. Les données cinématiques sont obtenues à l'aide motion capture et de différents marqueurs placés à des endroits stratégiques du corps. Des capteurs myoélectriques sont aussi utilisés afin de détecter l'activité de certains muscles cibles pour comparer leurs activités avec et sans l'exosquelette. L'exosquelette a pour but de fournir un couple constant pour l'extension du genou au moment du swing de la jambe, de la phase de stance (la jambe est en contact avec le sol) et un mixte entre swing et stance. Les résultats obtenus montrent que la flexion et l'extension du genou ont été améliorées, le couple visé au niveau de l'articulation du genou est mieux atteint dans le cas d'une assistance mixte swing et stance (Figure 6.7). Certains muscles comme le rectus fémoris (muscle droit fémoral permettant extension de genou et la flexion de hanche) ont été d'avantage sollicités et activés ce qui montre l'impact de l'exosquelette dans la marche.

Les résultats obtenus sont très intéressants et nous donne un aperçu de ce qui se fait en matière d'exosquelette pour des patients atteints de paralysie cérébrale. On notera ici que seule l'articulation du genou est motorisée et que l'articulation de la cheville peut être libérée comme contrôlée mécaniquement. L'articulation de la hanche quant à elle ne fait le sujet d'aucune motorisation.

Cet exosquelette a fait le sujet de différents papiers (LERNER et al., 2016,

LERNER, DAMIANO et BULEA TC., 2017 et LERNER, DAMIANO, PARK et al., 2017) se focalisant sur différentes parties du projet notamment sur l'articulation de la cheville dans LERNER et al., 2019.

WPAL



Figure 6.8 – Exosquelette WPAL (gauche) et exemple de marche avec l'exosquelette ainsi qu'un déambulateur (droite) **Source** : KAGAWA et UNO, 2009

L'exosquelette WPAL (Wearable Power-Assist Locomotor) développé par des chercheurs à l'Université de santé de Fujita, Japon, est un exosquelette du membre inférieur motorisé de manière bilatérale au niveau des articulations de la hanche, du genou et de la cheville contrairement à l'exosquelette précédent (Figure 6.8). La particularité de cet exosquelette comparativement aux précédents est qu'il présente des moteurs médiaux et non latéraux afin de faciliter son adaptation à des personnes nécessitant un fauteuil roulant (KAGAWA et UNO, 2009). Le contrôleur de marche se base sur une fonction objective visant à minimiser le jerk afin d'avoir une trajectoire lisse basé sur FLASH et HOGAN, 1985 et défini comme une fonction polynomiale du 5ème ordre. Le cycle de marche a été décomposé en 3 phases présentées dans la Figure 6.9 :

- une phase de "preswing" : allant du moment où le talon de la jambe qui oscille quitte le sol à celui où les orteils de ce dernier quitte le sol,
- une phase de "midswing" : allant du moment où les orteils de la jambe oscillante quitte le sol au moment où le pied touche le sol à nouveau,
- une phase "Arm movement" : cette phase permet à l'utilisateur de déplacer son déambulateur afin de préparer le prochain cycle de phase et donc de se stabiliser. Les jambes ne sont pas en mouvement lors de cette phase.

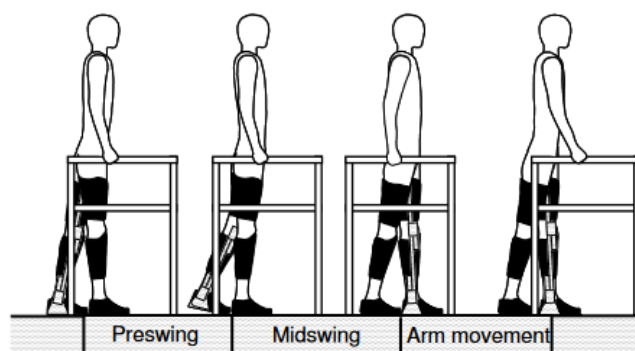


Figure 6.9 – Décomposition du cycle de marche en 3 phases distinctes. L'utilisateur dispose d'un déambulateur afin de réaliser cette marche **Source** : KAGAWA et UNO, 2009

Le centre de masse est aussi contrôlé afin d'assurer une marche en avant correcte et stabiliser à chaque phase de la marche.

3 modes de marche sont disponibles : une marche normale, une marche curviligne dont un pas est plus court que l'autre et une marche "lente" afin de s'adapter à différents terrains et à des pathologies diverses.

TWIICE

Initialement développé au sein du LSRO (Laboratoire de Systèmes Robotiques (LSRO) de l'EPFL (Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, Suisse), TWIICE est un exosquelette modulaire d'assistance à la marche permettant aux personnes souffrant de paraplégie complète de pouvoir marcher (VOUGA et al., 2017). Différents modes sont disponibles : montée et descente d'escaliers, marche inclinée ou non, s'asseoir et se lever. Contrairement au WPAL, seules 2 articulations sont motorisées (hanche et genou) et les autres articulations sont bloquées comme présenté dans la Figure 6.10. Etant donné que la cheville est bloquée et pour compenser ce manque de mobilité autour de cette articulation, la semelle du pied est modélisée de telle sorte à pouvoir rouler sur le sol. Afin de diminuer le poids de l'exosquelette et donc de faciliter le comportement des moteurs, la structure des jambes est faites à partir de composite à base de fibre de carbone assurant solidité et légèreté au système. Cette exosquelette initialement prévu pour des enfants peut s'adapter à des tailles allant de 1.35 m à 1.55 m. L'utilisateur ne peut interagir avec l'exosquelette qu'en sélectionnant le mode souhaité par le biais d'une télécommande placée au niveau des béquilles qui assistent la marche du patient. Une application est disponible afin d'afficher des données précises à l'utilisateur notamment le mode choisi, l'état de la batterie etc. La liste des exosquelettes présentés ci-dessus n'est pas exhaustive mais

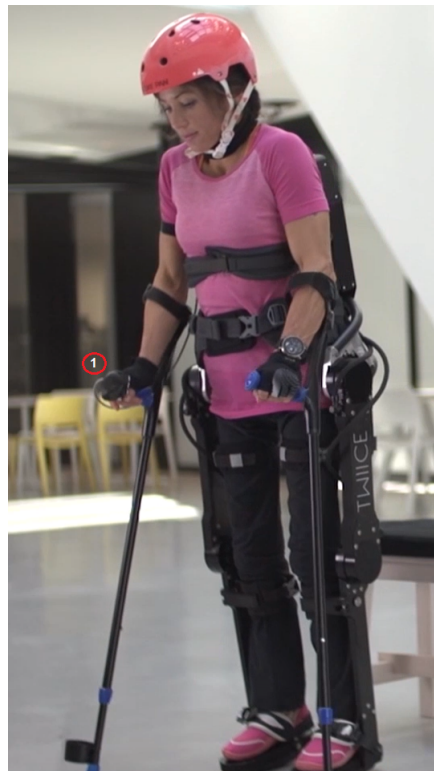


Figure 6.10 – Utilisateur portant l'exosquelette Twice et étant assisté par des béquilles. Le chiffre 1 représente l'endroit sur la béquille où la télécommande est installée. **Source :** site web de l'EPFL

permet de mettre en avant certains points de discussions sur la conception d'exosquelettes.

Un des premiers points à aborder concernent les patients concernés par la rééducation des exosquelettes. En effet, en fonction de la sévérité de la pathologie, les paramètres à prendre en compte pour la correction peuvent être totalement différents. Si le patient est à même de réaliser les mouvements, ce qu'il lui faudra est davantage une correction ou une amplification de ces mouvements. Si le patient ne peut réaliser le mouvement, alors l'exosquelette sera entièrement maître de l'humain jusqu'à récupération d'un minimum de mouvement et devra aussi notamment assurer la stabilité du patient. Dans un second temps, l'architecture et la motorisation est un point crucial lors de la réalisation d'exosquelette : quelle articulation doit être motorisée ? quelles articulations doivent être bloquées ? On voit ici que les articulations de la hanche et du genou sont souvent motorisées tandis que l'articulation de la cheville peut être complètement bloquée afin de faciliter le contrôle de l'exosquelette. D'autres modèles présentent une cheville dont le comportement est laissé passif mais avec une intervalle de mouvement réduite notamment sur la flexion plantaire. Concernant la motorisation, la plupart des exosquelettes présentent des moteurs latéraux afin d'être centré par rapport à l'articulation d'intérêt mais d'autres modèles montrent l'efficacité des moteurs médiaux (VOUGA et al., 2017).

M.O.T.I.O.N

Le projet M.O.T.I.O.N (Mechanised Orthosis for Children with Neurological Disorders) est un projet ayant pour objectif de :

1. Améliorer la qualité de vie des enfants atteints de troubles neurologiques grâce à des avancées dans le développement, la validation et l'adoption de la technologie de réadaptation bionique.
2. Faciliter le transfert de connaissances et de technologies de la recherche vers l'industrie, les professionnels de la santé, les utilisateurs finaux et les décideurs politiques en mettant en place un réseau transrégional.

Dans le cadre de ce projet, une équipe multidisciplinaire formée de différents profils d'experts, allant d'ingénieurs en conception, électromécanique, biomédical et informatique à des scientifiques du mouvement et des physiothérapeutes, développe, teste et valide un prototype d'exosquelette bilatéral de membre inférieur, un prototype d'orthèse plantaire de cheville motorisée et un prototype de vêtement intelligent. Concernant l'exosquelette, 3 modules mécaniques sont testés : un pour la cheville,

un pour la hanche et un pour le genou, qui seront assemblés pour définir l'exosquelette des membres inférieurs.

Différents pays sont impliqués dans le projet comme la France à travers le CEA-LETI ainsi que l'école d'ingénieur JUNIA qui est le cerveau du projet, la Belgique avec le KU Leuven, le Royaume-Uni avec les universités de Greenwich, de Kent et de Canterbury ainsi que les Pays-Bas avec l'entreprise "Kinetics-Analysis" notamment. Ce projet se focalise notamment sur le cas des enfants atteints de paralysie cérébrale afin de développer une assistance robotisée. La fin du développement du projet est prévue pour le 31 mars 2023. Le projet peut être retrouvé en suivant les liens suivants : <https://www.motion-interreg.eu/project.html> et <https://www.interreg2seas.eu/en/MOTION>.

CPWalker

Comme le dispositif Trexo, le CPWalker est une combinaison d'un déambulateur et d'un exosquelette du membre inférieur. Ce dispositif est développé par le Laboratoire d'Automatique et de Robotique Argenda del Rey, Espagne. Il est composé d'un système d'entraînement, un système de support du poids partiel du corps, un système actif d'adaptation de la hauteur des hanches et d'un exosquelette avec contrôle du mouvement des articulations. Une interface multimodale permet aussi l'interaction entre le dispositif et l'enfant (Figure 6.11). En effet, des capteurs encéphalogrammes

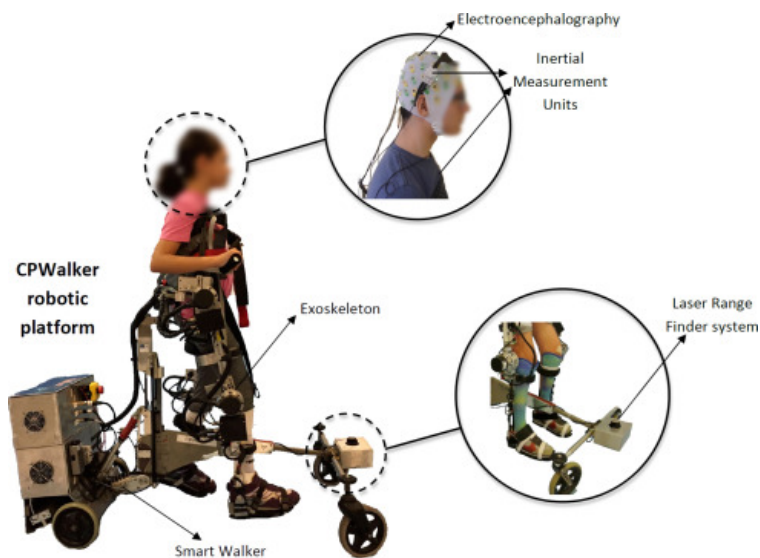


Figure 6.11 – Présentation du dispositif CPWalker avec le déambulateur, l'exosquelette et l'interface multimodale. **Source** : BAYÓN et al., 2017

placés sur la tête du patient sont utilisés pour étudier l'intention de bouger de l'enfant. De plus, des informations des IMUs (Inertial Measurement Units) sont utilisés

pour améliorer le contrôle de la posture du patient et enfin, un télémètre laser fournit des informations sur les mouvements des membres. Concernant la partie exosquelette, la cinématique de l'exosquelette est contrôlé en se basant sur la référence choisie ainsi que sur la valeur angulaire obtenue au niveau des moteurs des articulations de l'exosquelette grâce aux potentiomètres inclus. Il s'agit d'un contrôle en impédance. BAYÓN et al., 2017 présente ce dispositif notamment les composants utilisés pour chaque partie et évalue l'apport de ce dispositif pour l'assistance d'enfants de PC. On observe notamment une amélioration de l'inclinaison du tronc des enfants après l'étude.

Publications

1. **S. Otmani**, M. Marchitto, G. Michon & B. Watier (2020) Comparison of adults and children anthropometric tables : mass segment distribution, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering(CMBBE), 23 :sup1, S209-S211, DOI:10.1080/10255842.2020.1813430
2. M. Marchitto, **S. Otmani** & B. Watier (2020) Gait analysis comparison of two twins : one healthy and one with spastic cerebral palsy, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering(CMBBE), 23 :sup1, S186-S188, DOI:10.1080/10255842.2020.1816301
3. M. Marchitto, **S. Otmani**, B. Watier(2020) Ground reaction forces of two twins during gait : One healthy and one with spastic cerebral palsy, Gait & Posture,Volume 81, Supplement 1,Pages 221-222, DOI:10.1016/j.gaitpost.2020.08.004.
4. **S. Otmani**, M. Marchitto, G. Michon & B. Watier (2021). Comparison of adults and children anthropometric tables : center of mass and moment of inertia, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering(CMBBE), 24 :sup1, S130-S131, DOI:10.1080/10255842.2021.1978758
5. A. Chaumeil,**S. Otmani** & B. Watier (2021), Comparison of muscles activity of two twins, one with cerebral palsy. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering(CMBBE), 24 :sup1, S275-S276, DOI:10.1080/10255842.2021.1978758
6. **S. Otmani**, G. Michon & B. Watier (2022). Spasticity model based on muscular activations using genetic algorithm, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE) (DOI à venir)
7. **S. Otmani**, G. Michon & B. Watier (2022), A complete framework for personalised modeling and control of children's cerebral palsy, International Conference on Intelligent Robots and Systems (Humanoids, 2022) (DOI à venir)
8. **S. Otmani**, G Michon & B. Watier (2022), Gait cycle modeling in cerebral palsy condition.(Humanoids, 2022). International Conference on Intelligent

Robots and Systems Humanoids.(DOI à venir)

9. **S. Otmani**, G. Michon & B. Watier (2022), Use of adult anthropometric tables to estimate children BSIP, International Biomechanics (**Seconde révision en cours**)
10. A. Bonnefoy, **S. Otmani**, N. Mansard, O. Stasse, G. Michon & B. Watier. Modelisation of a Human-Exoskeleton Interaction for Cerebral Palsy. International Symposium on Medical Robotics (ISMR). (**Soumis**)

Remerciements

Je voudrais tout d'abord remercier mes encadrants, Guilhem MICHON et Bruno WATIER, pour m'avoir permis de réaliser cette thèse et dans les meilleures conditions malgré les évènements exceptionnels qui ont eu lieu pendant la thèse. Merci pour votre soutien, votre gentillesse et votre aide dans les moments où ça n'allait pas forcément. J'ai apprécié travailler, échanger et aussi rire avec vous!

Merci au membre du jury, Christine AZEVEDO COSTE, Nathanael JARASSE, Gael CHEVALLIER d'avoir accepté de rapporter cette thèse, pour vos rapports et remarques constructives.

Merci aussi à Leonardo SANCHES pour son aide sans pareil, sa gentillesse et sa bonne humeur. Travailler avec toi a été un réel plaisir et ca me manquera énormément

.Je voudrais aussi remercier C et H ainsi que leur parents pour leur confiance, leur aide dans la réalisation de mes travaux ainsi que leur gentillesse.

Merci aussi à Anaïs CHAUMEIL et Marco MARCHITTO pour leur aide durant leurs stages au LAAS-CNRS. Au delà de l'aspect purement scientifique de leur contribution, ce sont des personnes incroyables et d'une gentillesse (et drôlerie) sans pareil.

Je voudrais aussi remercier Aurélie BONNEFOY pour son aide dans les derniers travaux réalisés dans le cadre de cette thèse. Merci pour les heures d'échange, de questionnement, pour les nuits blanches pour les publications. Et surtout merci d'être une personne aussi incroyable.

Je voudrais aussi remercier les équipes qui ont fait partie de mon quotidien durant cette thèse : l'équipe Gepetto au LAAS-CNRS et l'équipe MS2M à l'ICA. Merci de m'avoir aussi bien accueillie et de m'avoir aidé lorsque je vous sollicitais.

Merci à ma famille, mes parents pour leur soutien dans tout ce que je décide (même si certaines décisions font moins l'unanimité que d'autres). Je vous aime très fort.

Merci à mes frères et soeurs, Mohamed, Sâra et Sanâ, pour leur soutien psychologique sans pareil. J'espère que vous êtes fiers de votre grande soeur car je suis très fière de vous.

Merci à ma meilleure amie, ma soeur, Myriam, pour avoir été un pilier durant ces

3 années et depuis maintenant plus de 10 ans. Si cette thèse s'est aussi bien passé, c'est en grande partie grâce à toi. Tu sais déjà tout et quoi qu'il arrive toujours ensemble. Je t'aime fort.

Merci à mon cher et tendre, mon compagnon, mon autre pilier, Antoine. Merci d'avoir fait en sorte que cette thèse se passe le mieux possible. Merci de ton soutien, de ton aide, de m'avoir écouté quand ça n'allait pas et de m'avoir encouragée quand les moments étaient vraiment très durs. Je t'aime fort.

Merci à mes amis, ma famille : Fatine, Loris, Alexia. Sans vous, cette thèse aurait eu une autre saveur. Merci d'être des personnes aussi fabuleuses. Je suis très chanceuse de vous avoir auprès de moi et je vous aime très fort.

Merci à ma famille Canadienne : Hayat, Danny, Jade, Samy d'avoir été là dans les moments pas simples. J'aurais aimé partager plus de moments à vos côtés. Je vous aime très fort.

Merci à ma famille de l'Institut Clément Ader et en particulier à :

- Remy : pour ta gentillesse, ton aide dans mes problèmes de pendules et ta drôlerie. Tu as été un des premiers à m'accueillir parmi les doctorants de l'ICA et pour cela merci beaucoup. Et bravo docteur !
- Xavier : Tout comme Remy, tu es une personne incroyablement drôle, aidante et gentille, tu m'as fait me sentir complètement à l'aise parmi les nouveaux doctorants de Guilhem. Bravo futur docteur :)
- Anaïs : Une incroyable perle parmi d'autres perles. Merci pour ta gentillesse, ta sensibilité. Tu as une énorme coeur et je suis très très reconnaissante de te connaître. Merci pour ton aide et ta gentillesse
- Lisa : On n'a pas commencé en même temps mais je suis très contente d'avoir pu te connaître durant ma thèse. Un peu comme Anaïs merci pour ta gentillesse, ton aide. Merci de te soucier des autres. Je te souhaite le meilleur et je ferai parti de l'audience pour ta soutenance :)
- Théo, Floriane, Bastien, Clément : Merci pour votre accueil, votre gentillesse et votre aide pendant les réunions hebdo. Vous êtes tombés dans une équipe incroyable et je vous souhaite le meilleur !

Désolé si j'ai oublié du monde. Merci encore.

Je vais terminer par remercier ma famille du LAAS-CNRS, pas uniquement l'équipe Gepetto car d'autres équipes ont rendu cette expérience, ces moments incroyables. Merci à l'équipe Rapettisco et en particulier (pas dans l'ordre d'importance, qu'on s'entende) :

- Isabelle : Merci de m'avoir accepté dans ton bureau et de m'avoir supporté de 10h à 11h30 en particulier. Merci d'avoir été une co-bureau incroyable,

de m'avoir aidé quand ça n'allait pas. Merci pour ta gentillesse et ton grand coeur. Je suis très fière de toi et j'ai eu énormément de chance de tomber sur toi (pas au sens littéral) et j'espère que tu resteras dans les parages de ma vie.

- Amaury : Mon sang de la veine. Je suis très contente d'avoir été une des femmes de ton entourage. Tu as un énorme coeur et tu fais partie des gens en qui j'ai une confiance aveugle. Merci pour tout, soutien, amour et gentillesse. Tout comme Isa, je compte bien te garder dans les parages de ma vie (de gré ou de force)
- Aurélie : Ma frérote. Merci pour tout. Tous les moments de rire et de larmes. Tous les moments de galères qu'on a surmonté (surtout monté). Merci pour ta gentillesse, ton amour, ton aide et ta bonté. Tu le sais mais tu es une femme formidable et tu resteras aussi dans mes parages.
- Louise : Merci pour ta gentillesse, ton amour et ton aide. Merci pour les aprem, soirées discussions et gâteaux. Merci d'avoir été une oreille incroyable pour mes problèmes. Merci d'être une amie formidable. On se retrouve bientôt à Montpellier ? :)
- Thibault : Mon meilleur co-bureau. Merci pour ta gentillesse, ton aide et ton sourire. Tu pourras toujours compter sur moi et ça peu importe où je serai. Je viendrai toujours t'embêter avec mes petites au tarot. Tu restes dans mes parages.
- Cyrille : Au delà d'être une personne incroyablement gentille et drôle, tu es le meilleur compagnon de bêtises qui existe dans cette équipe de folie. Merci d'avoir été patient pour m'apprendre la coinche et le tarot, merci pour les kakis et merci pour les sourires quand ils étaient difficile à faire apparaître.
- Martin : Mon Martinou. Merci pour les fous rires (même si c'est souvent malgré moi), la gentillesse et l'amour que tu portes aux gens. Tu t'envoies vers d'autres cieus (oui la Norvège c'est les cieus) et ca m'attriste énormément mais compte sur moi pour venir t'embêter. Merci <3
- Jason : Merci pour ta douceur, ta gentillesse et ta drôlerie (malgré toi). Merci pour les gâteaux très riches, merci pour ton humour (très riche).
- Fanny : La plus sportive de cette équipe et certainement la plus douée. Merci d'avoir été une co-bureau hors pair. Merci pour ta gentillesse, ton aide et tes bonnes adresses. J'espère que tu t'épanouiras dans tes prochains projets.
- Nils : Juste un an avec toi au LAAS-CNRS mais c'était une très belle année! Merci pour ta gentillesse et pour le fameux fou rire.
- Anaïs : Ma stagiaire préférée et surtout maintenant une amie incroyable.

- Merci pour tout, ton travail mais surtout ta gentillesse et ton humour. Merci d'avoir été là pour cette soutenance malgré les grèves. On se revoit à Lyon!
- Thibaud : Merci pour ton aide, ta gentillesse. Merci pour ton grand coeur, tu sais déjà tout. On se revoit pour ta soutenance!
 - Gab : Je ne te ferais pas l'affront de t'écrire un message en italien. Merci pour ta gentillesse, ton aide et ton café (c'était facile). Tu es une personne tellement incroyable et d'une extrême gentillesse, j'ai eu beaucoup de chance. Merci d'avoir fait partie de cette aventure qu'est ma thèse.
 - P-A : Ton humour est sans pareil et seuls les plus aguerris le comprennent. Merci pour ta gentillesse P-A et ton aide pour tout. Tu es un des pilier de cette équipe et beaucoup de moments clés auraient été compliqué sans toi notamment les démos. Je te souhaite le meilleur!
 - Guilhem : Merci au pilier de l'équipe Gepetto. Au delà de tes compétences techniques incroyables, tu es un humain fabuleux. Merci pour ta gentillesse, ton aide dans tous les moments pas simple. Tu es un papa extraordinaire.
 - Diane, Alexis, Noëlie, Claire, Kévin : Merci à mes parents Gepettistes et de RAP. Merci pour votre gentillesse, votre aide et votre accueil. Merci pour tous les moments qu'on a passé et qu'on continuera à passer n'est-ce pas. J'ai eu une chance folle de vous avoir pour mon début de thèse. Merci beaucoup.
 - Nahuel : Thank your help and your kindness. You are a masterpiece of this thesis especially for the end. Thank you for everything, for your time and your patience.
 - Maximilien, Thomas, Pierre : Merci pour votre aide et votre gentillesse. Vous m'avez permis d'avoir notamment une fin de thèse super agréable et je vous remercie.
 - Côme, Sonia-Laure, Zoé, Virgile : A peine arrivés et déjà tant appréciés. Je vous souhaite le meilleur pour votre thèse. Vous verrez, 3 ans ca passe rapidement. Merci Côme d'être mon digne successeur, mes filles adoptives pour gentillesse et Virgile pour ton humour sans pareil.

Désolé si j'ai oublié certaines personnes.

Je voudrais aussi remercier Frédéric Plumet d'avoir été un mentor hors pair et de m'avoir aidé dans ce début de thèse. L'Oeil de Lynx t'en est éternellement reconnaissant.

Merci à toutes les personnes qui ont fait en sorte que cette thèse se soit aussi bien passée.

Table des figures

1.1	Exemple d'un cycle complet représenté par 2 contacts talon-sol successifs du même pied. Source : TUNCA et al., 2017	15
1.2	Définition du pas "step" et du cycle "stride". G. = gauche , D. = Droit. Ce schéma définit aussi les phases de simple et double support ainsi que les contacts au sol.	16
1.3	Découpage des anomalies constituant la paralysie cérébrale présentées de manière hiérarchique. Source : WALLARD, 2014	18
1.4	Classification topologique de la paralysie cérébrale. La partie vert foncé correspond aux zones avec des troubles moteurs importants comparativement aux zones claires. Source : KERR et al., 2016 . . .	21
1.5	Gross Motor Function Classification System (GMFCS). Source : KERR et al., 2016	22
1.6	Exemple d'oscillations du membre inférieur dans un contexte de test pendule. 1. Extension du membre inférieur 2. Première flexion 3. Seconde extension 4. Position finale (position de repos). Source : VALLE et al., 2006 modifié	24
1.7	Fonctionnement d'un contrôleur PID classique.	27
1.8	Fonctionnement d'un algorithme génétique.	28
1.9	Fonctionnement du contrôle en couple : répartition en deux niveaux (haut et bas). Source : ZHANG et al., 2015	29
1.10	Répartition des interactions humain-robot. Source : JARRASSÉ et al., 2013	30
1.11	Principales méthodes de contrôles. Source : PROIETTI et al., 2016 . .	31
2.1	Évolution de la différence relative de la distribution de masse de la main (gauche) et de la jambe (droite) pour les garçons allant de 4 à 15 ans.	42
2.2	Différence relative pour l'ensemble des tables adultes considérées pour la main (gauche) et la cuisse (droite).	46

2.3	Différence relative de la distribution de masse par segment pour C. et H. à l'âge de 7 ans en comparaison avec JENSEN, 1986	49
3.1	Vue d'ensemble du matériel EduExo sur la jambe d'un enfant.	57
3.2	Modèle représentant un système de muscles agonistes (1) et antagonistes (2) basé sur le modèle de HILL, 1938. CE, SEE et PE représentent les éléments contractiles, élastiques en série et élastiques parallèles du modèle musculaire de Hill. Les longueurs associées à chacun de ces éléments sont aussi précisées. Source : RICHTER et WARNER, 2017	59
3.3	Modélisation du comportement des extenseurs lors d'une flexion du membre inférieur. Le système extenseur est caractérisé par la raideur (K) et l'amortissement (B). Source : FEE et FOULDS, 2004	61
3.4	Vue schématique de la jambe pendant le pendulum drop test.	63
3.5	Schéma d'exécution d'un algorithme génétique.	64
3.6	Déplacement angulaire du genou (bleu) et activité musculaire du muscle fléchisseur (rose) et du muscle extenseur pour le pendule 1 (orange) représentés sous forme de fonction de Heaviside.	67
3.7	Déplacement angulaire du genou (bleu) et activité musculaire du muscle fléchisseur (rose) et du muscle extenseur pour le pendule 2 (orange) représentés sous forme de fonction de Heaviside.	68
3.8	Trajectoire expérimentale et modélisée du genou pour la condition initiale en extension (pendule 1) et en flexion (pendule 2).	70
3.9	Trajectoire du genou expérimentale et modélisée pour la condition initiale en extension (pendule 1) et en flexion (pendule 2).	71
3.10	Schéma du couple de torsion composé d'un ressort et d'un amortisseur.	72
3.11	Vue schématique du contrôle avec tous les principaux systèmes : exosquelette, humain, interface et contrôleur.	73
3.12	Schéma fonctionnel du moteur.	74
3.13	Schéma d'un contrôleur PID	75
3.14	Évolution de la position angulaire du genou de C. corrigée (bleu), C. non corrigée (vert), H. (noir) et évolution de la position angulaire du moteur (rouge), pour des conditions initiales de flexion et d'extension.	77
3.15	Schéma block du fonctionnement de l'ajout de tolérance. Les paramètres X,Y,Z sont défini dans le cas où l'erreur est supérieure à tolérance par algorithme génétique (GA)	80
3.16	Tolérance à 1 degré pour les pendules 1 et 2	81
3.17	Tolérance à 8 degrés pour les pendules 1 et 2	82

3.18	Schéma du contrôle avec un couple et une position de référence. L'erreur corrigée en couple est sommée avec les autres couples du moteur : couple moteur, couple résistif et couple de torsion.	84
3.19	Résultats du couplage avec une référence en couple et en position pour le pendule 1 et 2.	84
3.20	Schéma du changement de la méthode de couplage. Ici, chaque système (exosquelette et humain) applique réciproquement son couple à l'autre système.	85
3.21	Résultats obtenus pour les deux pendules (1 et 2) avec l'interdépendance des deux systèmes humain et exosquelette.	86
4.1	Modèles de démarche pour les paralysies cérébrales spastiques bilatérales. Source : ARMAND et al., 2016	91
4.2	Rendu sur le software Nexus© de la scène d'expérimentation avec les plateformes de force et les caméras (gauche). Salle d'expérimentation du CREPS avec les caméras de MOCAP (cercles rouges) et les plateformes de force (cercles bleus) (droite)	93
4.3	Illustration du placement des électrodes et marqueurs réfléchissants sur le sujet C.	94
4.4	Activité musculaire moyenne pour C et H. La colonne de gauche présente les muscles extenseurs et celle de droite les muscles fléchisseurs. Chaque ligne présente une articulation précise avec de haut en bas, la hanche , le genou et la cheville. Les lignes pleines et pointillées représentent respectivement l'activation moyenne et la déviation standard. Le début de la phase d'oscillation est représentée par la ligne verticale rouge pour H et bleue pour C.	96
4.5	Cinématique des différentes articulations étudiées. Les lignes rouges correspondent aux valeurs de C, les lignes bleues correspondent aux valeurs de H. Moyenne : ligne pleine, déviation standard : ligne pointillée. La fin de la phase d'appui est représentée par la ligne verticale : rouge pour H et bleue pour C.	100
4.6	Couples des différentes articulations étudiées. Les lignes rouges correspondent aux valeurs de H, les lignes bleues correspondent aux valeurs de C. Moyenne : ligne pleine, déviation standard : ligne pointillée. La fin de la phase d'appui est représentée par la ligne verticale : la rouge pour H et la bleue pour C.	101

4.7	Puissances des différentes articulations étudiées. Les lignes rouges correspondent aux valeurs de H, les lignes bleues correspondent aux valeurs de C. Moyenne : ligne pleine, déviation standard : ligne pointillée. La fin de la phase de stance est représentée par la ligne verticale : la rouge pour H et la bleue pour C.	102
4.8	Cycle de marche simulé et expérimental pour le côté gauche et le côté droit du membre inférieur.	115
4.9	Cycle de marche simulé et expérimental pour le côté gauche et le côté droit du membre inférieur pour le cycle droit.	116
4.10	Robot à 48 DDL représentant un modèle humain et l'anthropométrie des deux jumelles. Longueur mesuré selon l'axe supéro-inférieur. . . .	126
4.11	Représentation 3D de la marche spastique : Trajectoire du CoM (ligne verte), trajectoire du pied droit (ligne bleue), trajectoire du pied gauche (ligne rouge), événements du "heelstrike" (marqueurs orange), événements du "toes-off" (marqueurs cyan) et positions de départ du CoM et des pieds (marqueurs violets). Les axes sont en mètres.	126
4.12	Présentation des résultats de la marche simulée et de la marche expérimentale pour l'humain spastique sur 3 cycles de marche. Les données concernant la position des pieds et du CoM sont précisées ici avec leur point de départ.	128
4.13	Valeurs angulaires pour chaque articulation de l'humain spastique du membre gauche (gauche) et droit (droite) pour 3 cycles de marche exprimés en pourcentage de la durée totale des 3 cycles.	128
4.14	Robot à 12 DDL représentant l'exosquelette et ses paramètres.	129
4.15	Représentation 3D de la marche saine : Trajectoire du CoM (ligne verte), trajectoire du pied droit (ligne bleue), trajectoire du pied gauche (ligne rouge), événements "heelstrike" (marqueurs orange), événements "toes-off" (marqueurs cyan) et positions initiales du CoM et des pieds (marqueurs violets). les axes sont en mètres.	130
4.16	Présentation des résultats de la marche simulée et de la marche expérimentale pour l'exosquelette sur 3 cycles de marche. Les données concernant la position des pieds et du CoM sont précisées ici avec leur point de départ.	131
4.17	Valeurs angulaires pour chaque articulation de l'exosquelette du membre gauche (gauche) et droit (droite) pour 3 cycles de marche exprimés en pourcentage de la durée totale des 3 cycles.	131

4.18	Simulation de l'homme à l'intérieur de l'exosquelette : l'homme touche le sol et l'exosquelette aide son mouvement au niveau de la hanche et du genou.	132
4.19	Simulation de couplage entre les deux systèmes en base fixe pour un cycle de marche. La référence prise en compte ici est la marche pathologique améliorée de 10%. Les gains choisis correspondent à l'ensemble "Haut Gains TSID / Haut Gains de tâche de posture".	135
4.20	Évolution du R^2 moyen pour les articulations de la hanche et du genou de l'humain en considérant plusieurs ensembles de paramètres étudiés avec et sans couplage en fonction du pourcentage de l'erreur considérée pour l'amélioration de la marche "saine".	136
4.21	Résultats des articulations de la hanche et du genou de l'exosquelette et de l'humain dans le cadre du couplage avec une erreur considérée de 5% et les paramètres du Set 1. *[AC] : After Coupling, [BC] : Before Coupling ; Goal Exo : Objectif cinématique de l'exosquelette.	137
5.1	Représentation du modèle musculaire de Hill avec représentation de la partie tendineuse. Dans cette modélisation, SE a été négligé. Source : ROMERO et ALONSO, 2016	145
5.2	Précision de la partie musculaire du modèle de Hill. Dans cette modélisation, les 3 éléments déterminants le modèle de Hill ont été considérés. Source : ANDERSEN, 2021	146
5.3	Schéma de l'approche hybride "Forward/Inverse Dynamics" proposé par BUCHANAN et al., 2004. Seuls une articulation et 3 muscles sont considérés dans ce schéma.	148
5.4	Contrôle de la base de l'exosquelette pour qu'elle soit fixe par rapport au pelvis de l'humain. On observe ainsi un mouvement balancier de l'exosquelette par rapport à l'humain	149
5.5	Ajout d'une tâche SE3 sur la position de l'attache de l'exosquelette sur l'humain. On voit ici que le membre "cuisse" de l'exosquelette traverse la cuisse du modèle humain.	150
5.6	Modélisation des attaches vu par TSID comme des contacts ponctuels au niveau du genou et de la cheville.	151
6.1	Le module pédiatrique du Lokomat : Lokomat Pro Pediatric.	159
6.2	Dispositif Trexo Plus composé de la partie déambulateur et de la partie exosquelette.	160

6.3	HAL Lower Limb .Le complexe hanche-genou motorisé est facilement identifiable. Le contrôleur se trouve dans le dos du porteur.	161
6.4	Exosquelette ATALANTE de la société française Wandercraft.	162
6.5	Exosquelette ReWalk produit par la société ReWalk Robotics.	163
6.6	Prototype d'exosquelette : système genou-cheville-pied. Source : LERNER et al., 2016	164
6.7	En haut, le fonctionnement que l'exosquelette est censé avoir c'est-à-dire un couple constant à des moments particuliers de la marche. En bas, le couple cible et le couple mesuré chez le patient au niveau de l'articulation du genou avec l'exosquelette Source : LERNER et al., 2016	165
6.8	Exosquelette WPAL (gauche) et exemple de marche avec l'exosquelette ainsi qu'un déambulateur (droite) Source : KAGAWA et UNO, 2009	166
6.9	Décomposition du cycle de marche en 3 phases distinctes. L'utilisateur dispose d'un déambulateur afin de réaliser cette marche Source : KAGAWA et UNO, 2009	167
6.10	Utilisateur portant l'exosquelette Twiice et étant assisté par des béquilles. Le chiffre 1 représente l'endroit sur la béquille où la télécommande est installée. Source : site web de l'EPFL	168
6.11	Présentation du dispositif CPWalker avec le déambulateur, l'exosquelette et l'interface multimodale. Source : BAYÓN et al., 2017	170

Liste des tableaux

2.1	Masse corporelle et taille moyennes pour des enfants allant de 4 à 15 ans, fille comme garçon, à partir des données issues de COMPUGROUP MEDICAL, 2018.	39
2.2	Différence relative moyenne entre les tables anthropométriques adultes et JENSEN, 1986 de 4 à 15 ans de la distribution de la masse des segments, pour tous les segments	41
2.3	Différence relative moyenne entre les tables anthropométriques adultes et JENSEN, 1986 de 4 à 15 ans du moment d'inertie transverse des segments, pour tous les segments	43
2.4	Variabilité moyenne entre les tableaux anthropométriques des adultes et JENSEN, 1986 de 4 à 15 ans concernant la position du centre de masse des segments, pour tous les segments	44
2.5	Différence relative moyenne du centre de masse de chaque segment pour les hommes entre 4 et 15 ans pour DUMAS et WOJTSUCH, 2018, CLAUSER et al., 1969 et JENSEN, 1986.	45
2.6	Différence relative moyenne de tous les BSIP entre les tableaux anthropométriques des adultes de DUMAS et WOJTSUCH, 2018, CLAUSER et al., 1969 CHANDLER et al., 1975, DEMPSTER, 1955, de LEVA, 1996 et l'étude JENSEN, 1986.	47
2.7	Différence relative moyenne (en %) de la position du centre de masse pour tous les segments obtenue pour C. et H. (à 7 ans) comparée à la table de JENSEN, 1986	49
2.8	Différence relative moyenne (en %) du moment d'inertie pour tous les segments obtenue pour C. et H. (à 7 ans) comparée à la table de JENSEN, 1986	50
3.1	Anthropométrie des deux jumelles	56
3.2	Valeurs des débuts (ms) et de la durée (ms) des activations des pendules 1 et 2 de C.	66

3.3	Valeurs des 8 paramètres composant le chromosome final pour les pendules 1 et 2 de H.	69
3.4	Valeurs des 20 paramètres composant le chromosome final pour les pendules 1 et 2 de C.	70
3.5	Paramètres du moteur FLA-20A-09HP-H24	74
3.6	Paramètres du couple de torsion et du contrôleur PID pour les deux commandes pendulaires	76
3.7	Paramètres de contrôle pour chaque pendule et chaque tolérance étudiée.	83
3.8	Paramètres de contrôle pour chaque pendule et chaque bloc étudié (contrôleur en position et couple).	84
3.9	Paramètres de contrôle pour chaque pendule.	85
4.1	Anthropométrie des jumelles C et H	92
4.2	Pourcentage d'activation musculaire pendant un cycle de marche. N : nombre d'activations, P : pourcentage de cycles de marche avec N activations, T : pourcentage total d'activation musculaire pendant un cycle de marche.	97
4.3	Paramètres spatio-temporels pour H et C. vCoM : vitesse du centre de masse, en m/s. " : p-val >0,05. * : les valeurs pour la droite et la gauche sont significativement différentes.	98
4.4	Valeurs minimales, maximales et moyennes (en degrés) pour chaque angle articulation pour un cycle de marche. Pour la cheville, le genou et la hanche, les valeurs du membre droit et du membre gauche sont fournies séparément. Les angles du bassin et des lombaires correspondent à un cycle droit. Les conventions de signes sont aussi indiqués et correspondent à ceux de la figure 4.5	99
4.5	Liste des muscles considérés et leurs rôles.	108
4.6	Valeurs des débuts (onsets) et des fins (offsets) d'activations musculaires définies comme un pourcentage du cycle de marche gauche. . .	113
4.7	Valeurs des débuts (onsets) et des fins (offsets) d'activations musculaires définies comme un pourcentage du cycle de marche droit. . . .	113
4.8	[MODELE A] Valeurs des 16 premiers paramètres composant le chromosome final pour les côtés gauche et droit du cycle de marche gauche.	114
4.9	[MODELE A] Valeurs des 16 premiers paramètres composant le chromosome final pour les côtés gauche et droit du cycle de marche droit.	114
4.10	[MODELE B] Valeurs des 16 premiers paramètres composant le chromosome final pour les côtés gauche et droit du cycle de marche gauche.	117

4.11	[MODELE B] Valeurs des 16 premiers paramètres composant le chromosome final pour les côtés gauche et droit du cycle de marche droit.	118
4.12	Paramètres de simulation : humain en free-flyer	127
4.13	Paramètres de simulation : exosquelette en free-flyer	130
4.14	Paramètres de simulation pour la marche imposée.	133
4.15	Jeux de paramètres pour le couple de torsion et les gains TSID	134
5.1	Valeurs des paramètres utilisés pour la création de la tâche SE3 visant à contraindre la position et l'orientation de la base de l'exosquelette. .	149
5.2	Valeurs des paramètres utilisés pour la création de la tâche SE3 visant à contraindre la position des chevilles de l'exosquelette.	150
5.3	Logique d'évolution et de prise en compte des forces à appliquer sur les différents systèmes . * dt : temps entre chaque itération	153
6.1	Comparaison d'articles traitants de l'étude de la marche d'enfants atteints de paralysie cérébrale. ^a N.E : Non étudié, PC : Paralysie cérébrale, ROM : Range of Motion	155

Acronymes

AQM Analyse Quantifiée de la Marche. 4, 16, 90–92, 96, 106, 107, 122, 127

AVC Accident Vasculaire Cérébral. 24, 158

BSIP Body Segment Inertial Parameters. 35–40, 46, 47, 51–53, 185

CE Contractile Element. 145

CGA Clinical Gait Analysis. 90

CoM Center of Mass. 15, 36, 37, 40, 53

CREPS Centre de ressources, d'expertise et de performance sportives. 92, 93, 181

DDL Degrés De Liberté. 108, 125

DTC Direct Torque Control. 29

EMG Electromyography. 26, 56–60, 66, 90, 109, 120, 145

EPFL Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne. 167, 168, 184

GA Algorithme Génétique. 4, 27, 28, 64, 65, 71, 75, 78, 80, 109–111, 117, 119, 120, 180

GMFCS Gross Motor function Classification System. 20, 21, 25, 26, 56, 165

IHM Interaction Humain Machine. 30

IRM Imagerie par Résonance Magnétique. 147

ISB International Society of Biomechanics. 93

KAFO Knee Ankle Foot Orthosis. 164

LLE Lower-Limb Exoskeleton. 27

LSRO Laboratoire de Systèmes Robotiques. 167

MOCAP MOtion CAPture. 91–93, 181

- MPC** Model Predictive Control. 29
- PC** Paralysie cérébrale. 3, 7, 9, 13, 17–19, 22–25, 27, 36, 56, 90, 92, 99, 107, 122, 155–157, 171, 187
- PE** Passive Element. 145
- PID** Proportionnel Intégral Dérivé. 27, 28, 56, 71, 74–76, 79, 179, 180, 186
- PSO** Particle Swarm Optimization. 27, 28, 75
- RMSE** Root mean square error. 28
- SE** Series Element. 145
- TSID** Task Space Inverse Dynamics. 89, 139, 143, 151, 154, 183
- URDF** Unified Robot Description Format. 122
- WQP** Weighted Quadratic Programming. 122

Bibliographie

- ABOUD, W. S., HARIS, S. M., & YAACOB, Y. (2014). Advances in the control of mechatronic suspension systems. *J. Zhejiang Univ Sci. C*, *15*(10), 848-860.
- AGUILAR-SIERRA, H., YU, W., SALAZAR, S., & LÓPEZ, R. (2015). Design and control of hybrid actuation lower limb exoskeleton. *Advance in Mechanical Engineering*, *7*. <https://doi.org/10.1177/1687814015590988>
- AMIRI, M. S., RAMLI, R., & IBRAHIM, M. F. (2019a). Hybrid design of pid controller for four dof lowerlimb exoskeleton. *Applied Mathematical Modelling*, *72*, 17-27. <https://doi.org/10.1016/j.apm.2019.03.002>
- AMIRI, M. S., RAMLI, R., & IBRAHIM, M. F. (2019b). Initialized Model Reference Adaptive Control for Lower Limb Exoskeleton. *IEEE Access*, *7*, 167210-167220. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2954110>
- AMIRI, M. S., RAMLI, R., & IBRAHIM, M. F. (2019c). Hybrid design of PID controller for four DoF lower limb exoskeleton, *Applied Mathematical Modelling*, *72*, 17-27. <https://doi.org/10.1016/j.apm.2019.03.002>
- AMIRI, M. S., RAMLI, R., & IBRAHIM, M. F. (2020). Genetically optimized parameter estimation of mathematical model for multi-joints hip/knee exoskeleton, *Robotics and Autonomous Systems*, *125*, 10342. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2020.103425>
- ANDERSEN, M. S. (2021). 4 - Introduction to musculoskeletal modelling. In Z. JIN, J. LI & Z. CHEN (Éd.), *Computational Modelling of Biomechanics and Biomechanics in the Musculoskeletal System (Second Edition)* (Second Edition, p. 41-80). Woodhead Publishing. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-819531-4.00004-3>
- ANDRES, M. D. L., DAVID, L., & CHRISTA, M. (2012). Genetic insights into the causes and classification of cerebral palsies. *Lancet neurology.*, *11*(283-92), 70287-3. [https://doi.org/10.1016/1474-4422\(11\)70287-3](https://doi.org/10.1016/1474-4422(11)70287-3)
- ARMAND, S., DECOULON, G., & BONNEFOY-MAZURE, A. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Reviews*, *1*(448-460), 2058-5241. <https://doi.org/10.1302/.1.000052>

- BAJD, T., & BOWMAN, B. (1982). Testing and modelling of spasticity. *Journal of biomedical engineering*, 4(2), 90-96. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(82\)90067-x](https://doi.org/10.1016/0141-5425(82)90067-x)
- BAJD, T., & VODOVNIK, L. (1984). Pendulum testing of spasticity. *Journal of biomedical engineering*, 6(1), 9-16. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(84\)90003-7](https://doi.org/10.1016/0141-5425(84)90003-7)
- BAYÓN, C., RAMÍREZ, O., SERRANO, J. I., CASTILLO, M. D. D., PÉREZ-SOMARRIBA, A., BELDA-LOIS, J. M., MARTÍNEZ-CABALLERO, I., LERMA-LARA, S., CIFUENTES, C., FRIZERA, A., & ROCON, E. (2017). Development and evaluation of a novel robotic platform for gait rehabilitation in patients with Cerebral Palsy : CPWalker. *Robotics and Autonomous Systems*, 91, 101-114. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.robot.2016.12.015>
- BOJANIC, D. M., PETROVACKI-BALJ, B., JORGOVANOVIC, N., & V., I. (2011). Quantification of dynamic emg patterns during gait in children with cerebral palsy. *Journal of Neuroscience Methods*, 198, 325-331.
- BONNET, V., FRAISSE, P., CROSNIER, A., GAUTIER, M., GONZALEZ, A., & VENTURE, G. (2016). Optimal Exciting Dance for Identifying Inertial Parameters of an Anthropomorphic Structure. *IEEE Transactions on Robotics*, 32(4), 823-836. <https://doi.org/10.1109/TRO.2016.2583062>
- BOUKHEDDIMI, M., BAILLY, F., SOUÈRES, P., & WATIER, B. (2019). Human-like gait generation from a reduced set of tasks using the hierarchical control framework from robotics. *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO 2019)*, 2683-2688. <https://doi.org/10.1109/ROBIO49542.2019.8961426>
- BUCHANAN, T. S., LLOYD, D. G., MANAL, K., & BESIÈRE, T. F. (2004). Neuro-musculoskeletal Modeling : Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements from Measurements of Neural Command. *Journal of Applied Biomechanics*, 20(4), 367-395. <https://doi.org/10.1123/jab.20.4.367>
- BUSSCHER, I., KINGMA, I., WAPSTRA, F. H., BULSTRA, S. K., VERKERKE, G. J., & VELDHUIZEN, A. G. (2011). *The value of shoe size for prediction of the timing of the pubertal growth spurt*. *Scoliosis*. <https://doi.org/10.1186/1748-7161-6-1>
- CALABRÒ, R. S., NARO, A., RUSSO, M., BRAMANTI, P., CARIOTI, L., BALLETTA, T., BUDA, A., MANULI, A., FILONI, S., & BRAMANTI, A. (2018). Shaping neuroplasticity by using powered exoskeletons in patients with stroke : a randomized clinical trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1), 35. <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0377-8>

- CARPENTIER, J., SAUREL, G., BUONDONNO, G., MIRABEL, J., LAMIRAUX, F., STASSE, O., & MANSARD, N. (2019). The Pinocchio C++ library – A fast and flexible implementation of rigid body dynamics algorithms and their analytical derivatives. *IEEE International Symposium on System Integrations (SII)*.
- CARPENTIER, J., VALENZA, F., MANSARD, N., et al. (2015–2021). Pinocchio : fast forward and inverse dynamics for poly-articulated systems.
- CHANDLER, R., CLAUSER, C., MCCONVILLE, J., REYNOLDS, H., & YOUNG, J. (1975). Investigation of inertial properties of the human body. *171*.
- CIMOLIN, V., & GALLI, M. (2014). Summary measures for clinical gait analysis : A literature review. *Gait & Posture*, *39*(4), 1005-1010. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.02.001>
- CLAUSER, C., MCCONVILLE, J., & YOUNG, J. (1969). *Weight, volume and center of mass of segments of the human body*. Work of the US Gov. Public Use Permitted. <https://doi.org/10.21236/ad0710622>
- COMPUGROUP MEDICAL, I. (2018). *Dataset of AFPA-CRESS/Inserm.Growth curves*.
- CORBÈRES, T., FLAYOLS, T., LÉZIART, P.-A., BUDHIRAJA, R., SOUÈRES, P., SAUREL, G., & MANSARD, N. (2021). Comparison of predictive controllers for locomotion and balance recovery of quadruped robots. *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2021)*. <https://doi.org/10.1109/ICRA48506.2021.9560976>
- COURTOIS, G., CHEVRIE, J., DEQUIDT, A., BONNET, X., & PUDLO, P. (2021). Design of a Rehabilitation Exoskeleton with Impedance Control : First Experiments. *18th International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics*, 469-476. <https://doi.org/10.5220/0010580004690476>
- da SILVA, M. P. T. (2003). Human motion analysis using multibody dynamics and optimization tools (Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa). *PhD Thesis*.
- DEL PRETE, A., MANSARD, N., E. RAMOS, O., STASSE, O., & NORI, F. (2016). Implementing Torque Control with High-Ratio Gear Boxes and without Joint-Torque Sensors. *Int. Journal of Humanoid Robotics*, 1550044. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01136936/document>
- DEL-AMA, A., GIL-AGUDO, Á., & PONS, J. (2014). Hybrid FES-robot cooperative control of ambulatory gait rehabilitation exoskeleton. *Journal of NeuroEngineering Rehabilitation*, *11*. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-27>

- de LEVA, P. (1996). Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*, *29*(9), 1223-1230. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00178-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00178-6)
- DELP, S. L., ANDERSON, F. C., ARNOLD, A. S., LOAN, P., HABIB, A., JOHN, C. T., GUENDELMAN, E., & THELEN, D. G. (2007). OpenSim : Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *54*(11), 1940-1950. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>
- DEMPSTER, W. T. (1955). *Space requirements of the seated operator, geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs* (rapp. tech.). In Wadc technical report(pp.55-159). doi:%2010.21236/ad0087892
- DIERICK, F., PENTA, M., RENAUT, D., & DETREMBLEUR, C. (2004). A force measuring treadmill in clinical gait analysis. *Gait & posture*, *20*(3), 299-303.
- DIMITRIJEVIC, M. R. (1985). Spasticity. *Scientific Basis of Clinical Neurology*, 108-115.
- DINAH, R., & KEVIN, C. (2003). Epidemiology and causes of cerebral palsy. *The Australian journal of physiotherapy*, *49*, 7-12. [https://doi.org/10.1016/S00049514\(14\)60183-5](https://doi.org/10.1016/S00049514(14)60183-5)
- DUMAS, R., & WOJTSUCH, J. (2018). Estimation of the Body Segment Inertial Parameters for the Rigid Body Biomechanical Models Used in Motion Analysis. In *Handbook of Human Motion* (p. 47-77). Springer International Publishing. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-022661>
- EEK, M. N., & BECKUNG, E. (2008). Walking ability is related to muscle strength in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, *28*(3), 366-371. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.05.004>
- ESQUENAZI, A., TALATY, M., PACKEL, A., & SAULINO, M. (2012). The ReWalk Powered Exoskeleton to Restore Ambulatory Function to Individuals with Thoracic-Level Motor-Complete Spinal Cord Injury. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists.* (*91*, 911-21. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e318269d9a3>.
- EVANS, P. R. (1948). Antecedents of Infantile Cerebral Palsy. *Archives of Disease in Childhood*, *23*(116), 213-219. <https://doi.org/10.1136/adc.23.116.213>
- FEATHERSTONE, R. (2014). *Rigid body dynamics algorithms*. Springer.
- FEDERICI, S., MELONI, F., BRACALENTI, M., & DE FILIPPIS, M. L. (2015). The effectiveness of powered, active lower limb exoskeletons in neurorehabilita-

- tion : A systematic review. *NeuroRehabilitation*, 37(3), 321-340. <https://doi.org/10.3233/NRE-151265>
- FEE, J. W. J., & FOULDS, R. A. (2004). Neuromuscular modeling of spasticity in cerebral palsy. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 12(1), 55-64. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2003.819926>
- FLASH, T., & HOGAN, N. (1985). The coordination of arm movement : an experimentally confirmed mathematical model. *Journal of Neuroscience*, 5(7), 1688-1703.
- FONTAINE, A. (2016). P7 – Analyse vidéo de la marche de l'enfant atteint de paralysie cérébrale. Partie 1. *Kinésithérapie, la Revue*, 16(170), 37-38. <https://doi.org/10.1016/j.kine.2015.11.057>
- FOWLER, E. G., Nwigwe, A. I., & HO, T. W. (2000). Sensitivity of the pendulum test for assessing spasticity in persons with cerebral palsy. *Developmental medicine and child neurology*, 42(3), 182-189. <https://doi.org/10.1017/s0012162200000323>
- FUKUCHI, C. A., FUKUCHI, R. K., & DUARTE, M. (2019). Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants : a systematic review and meta-analysis. *Syst Rev*, 8, 153. <https://doi.org/10.1186/s13643-019-1063-z>
- HA, K. H., MURRAY, S. A., & GOLDFARB, M. (2016). An approach for the cooperative control of FES with a powered exoskeleton during level walking for persons with paraplegia, *IEEE Trans. Neural Syst Rehabil. Eng*, 24(4), 455-466.
- HATZE, H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of Biomechanics*, 13(10), 833-843. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90171-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90171-2)
- HE, J., NORLING, W. R., & WANG, Y. A. (1997). dynamic neuromuscular model for describing the pendulum test of spasticity. *IEEE Trans Biomed Eng*, 44(3), 175-84. <https://doi.org/10.1109/10.554764>
- HERMENS, H. J., FRERIKS, B., DISSELHORST-KLUG, C., & RAU, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology. International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 361-374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
- HICKS, J. L., SCHWARTZ, M. H., ARNOLD, A. S., & DELP, S. L. (2008). Crouched postures reduce the capacity of muscles to extend the hip and knee during the single-limb stance phase of gait. *Journal of biomechanics*, 41 5, 960-7.

- HIDLER, J., NICHOLS, D., PELLICCIO, M., BRADY, K., CAMPBELL, D. D., KAHN, J. H., & HORNBY, T. G. (2009). Multicenter Randomized Clinical Trial Evaluating the Effectiveness of the Lokomat in Subacute Stroke. *Neuro-rehabilitation and Neural Repair*, 23(1), 5-13. <https://doi.org/10.1177/1545968308326632>
- HILL, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *R. Soc. Lond. B*, 1, 26136-195.
- HOLLAND, J. H. (1992). *Adaptation in natural and artificial systems : an introductory analysis with applications to biology, control, and artificial intelligence*. MIT press.
- HUO, Y., LI, X., ZHANG, X., & SUN, D. (2021). Intention-Driven Variable Impedance Control for Physical Human-Robot Interaction. *2021 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, 1220-1225.
- IMRAN, M., HASHIM, R., & KHALID, N. E. A. (2013). An Overview of Particle Swarm Optimization Variants. *Procedia Engineering*, 53, 491-496. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.proeng.2013.02.063>
- JAIN, P., & NIGAM, M. J. (2013). Design of a model reference adaptive controller using modified MIT rule for a second order system. *Adv. Electron Electr. Eng*, 3(4), 477-484.
- JARRASSÉ, N., CHARALAMBOUS, T., & E, B. (2013). A Framework to Describe, Analyze and Generate Interactive Motor Behaviors. *PLoS ONE*, 7(11), e49945. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0049945>
- JENSEN, R. K. (1978). Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *ournal of Biomechanics*, 11(8), 349-358. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(78\)90069-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(78)90069-6)
- JENSEN, R. K. (1986). Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children. *In Journal of biomechanics*, 19(5), 359-368. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(86\)90012-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90012-6)
- JORGIC, B., DIMITRIJEVIC, L., ALEKSANDROVIC, M., OKICIC, T., MADIC, D., & RADOVANOVIC, D. (2012). The swimming program effects on the gross motor function, mental adjustment to the aquatic environment, and swimming skills in children with cerebral palsy : A pilot study. *Specijalna edukacija i rehabilitacija.*, 11(5937), 51-66. <https://doi.org/10.5937/specedreh1201051J>.
- KAGAWA, T., & UNO, Y. (2009). Gait pattern generation for a power-assist device of paraplegic gait [<http://ir.nul.nagoya-u.ac.jp/jspui/>]. *The 18th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*.

- KERR, G., PETER, R., NIGEL, P., BERNARD, D., JEAN-PIERRE, L., DIANE, D., JULES, B., DEBORAH, G., ALLAN, C., DINAH, R., KYLIE, C., & LIEBER, R. (2016). Cerebral palsy. *Nature Reviews Disease Primers*, 2, 15082. <https://doi.org/10.1038/nrdp.2015.82>
- KRAGELOH-MANN, I. (2004). Imaging of early brain injury and cortical plasticity. *Exp Neurol Suppl* 1, 190, S84-S90. <https://doi.org/10.1016/j.expneurol.2004.05.037>
- KUBAN, K. C., ALLRED, E. N., O'SHEA, T. M., et al. (2009). Cranial ultrasound lesions in the NICU predict cerebral palsy at age 2 years in children born at extremely low gestational age. *J Child Neurol*, 24(1), 63-72. <https://doi.org/10.1177/0883073808321048>
- LAAS-CNRS, CARPENTIER, J., & GEISERT, M. (2022, mai 31). *gepetto-viewer* (Version 4.13.0). <https://github.com/Gepetto/gepetto-viewer>
- LAJEUNESSE, V., VINCENT, C., ROUTHIER, F., CAREAU, E., & MICHAUD, F. (2015). Exoskeletons' design and usefulness evidence according to a systematic review of lower limb exoskeletons used for functional mobility by people with spinal cord injury. *Disability and rehabilitation. Assistive technology*, 4, 1-13. <https://doi.org/10.3109/17483107.2015.1080766>
- LE CAVORZIN, P., ANNICK POUDENS, S., CHAGNEAU, F., CARRAULT, G., ALLAIN, H., & ROCHCONGAR, P. A. (2001). Comprehensive model of spastic hyper-tonia derived from the pendulum test of the leg. *Muscle and Nerve*, 24(12), 1612-21.
- LERNER, Z. F., DAMIANO, D. L., & BULEA TC., A. (2016). robotic exoskeleton to treat crouch gait from cerebral palsy : Initial kinematic and neuromuscular evaluation. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2016, 2214-2217. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2016.7591169>
- LERNER, Z. F., DAMIANO, D. L., & BULEA TC., A. (2017). lower-extremity exoskeleton improves knee extension in children with crouch gait from cerebral palsy. *Sci Transl Med*, 9. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.aam9145>
- LERNER, Z. F., DAMIANO, D. L., PARK, H. S., GRAVUNDER, A. J., & BULEA TC., A. (2017). Robotic Exoskeleton for Treatment of Crouch Gait in Children With Cerebral Palsy : Design and Initial Application. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 25(6), 650-659. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2016.2595501>
- LERNER, Z. F., HARVEY, T. A., & LAWSON JL., A. (2019). Battery-Powered Ankle Exoskeleton Improves Gait Mechanics in a Feasibility Study of Individuals

- with Cerebral Palsy. *Ann Biomed Eng*, 47(6), 1345-1356. <https://doi.org/10.1007/s10439-019-02237-w>
- LIN, D. C., & RYMER, W. Z. (1991). A quantitative analysis of pendular motion of the lower leg in spastic human subjects. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 38(9), 906-918. <https://doi.org/10.1109/10.83611>
- MALDONADO, G., et al. (2018). Strategies of Parkour practitioners for executing soft precision landings. *Journal of Sports Sciences*, 36(22), 2551-2557.
- MALONE, A., KIERNAN, D., FRENCH, H., SAUNDERS, V., & T., O. (2015). Do children with cerebral palsy change their gait when walking over uneven ground? *Gait & Posture*, 41, 716-721.
- MARCHITTO, M., OTMANI, S., & B., W. (2020). Gait analysis comparison of two twins : one healthy and one with spastic cerebral palsy. *Gait & Posture*, 81(81 supplement), 221-222.
- MCCONVILLE, J. T. (1981). *Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia /john t. mcconville ... [et al.]*[Book]. Air Force Aerospace Medical Research Laboratory, Aerospace Medical Division, Air Force Systems Command; For sale by the Supt. of Docs., U.S.G.P.O.; National Technical Information Service [distributor] Wright-Patterson Air Force Base, Ohio : , D.C. : Springfield, Va.
- MILLER, L., ZIMMERMANN, A., & HERBERT, W. (2016). Clinical effectiveness and safety of powered exoskeleton-assisted walking in patients with spinal cord injury : Systematic review with meta-analysis. *Medical Devices : Evidence and Research*, 9, 455. <https://doi.org/10.2147/MDER.S103102>
- MOORE, S., SCHURR, K., WALES, A., MOSELEY, A., & HEBERT, R. (1993). Observation and analysis of hemiplegic gait : swing phase. *Australian Journal of Physiotherapy*, 39, 271-278.
- MUHAMMAD, I., RATHIAH, H., & ABD KHALID, N. E. (2013). An overview of particle swarm optimisation variants. *Procedia Engineering*, 53, 491-496.
- MURRAY, M. P., DROUGHT, A. B., & RC., K. (1964). Walking patterns of normal men. *J Bone Joint Surg Am*, 46, 335-60.
- NARDO, F. D., STRAZZA, A., MENGARELLI, A., ERCOLANI, S., MORGONI, N., BURATTINI, L., AGOSTINI, V., KNAFLITZ, M., & FIORETTI, S. (2018). Surface EMG patterns for quantification of thigh muscle co-contraction in school-age children : Normative data during walking. *Gait & Posture*, 61, 25-33. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.12.025>

- OUNPUU, S., GAGE, J., & DAVIS, R. (1991). Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *Journal of pediatric orthopedics*, 11(3), 341-349.
- PANETH NIGEL, K. S., Hong Ting. (2006). The Descriptive Epidemiology of Cerebral Palsy. *Clinics in perinatology*, 49(7-12), 251-67. <https://doi.org/10.1016/j.clp.2006.03.011>
- PATIKAS, D., WOLK, S. I., SCHUSTER, W., ARMBRUST, P., DREHER, T., & L., D. (2007). Electromyographic patterns in children with cerebral palsy : Do they change after surgery ? *Gait & Posture*, 26, 362-371.
- PERRY, J. (1992). *Gait analysis : Normal and Pathological Function*. Slack Inc USA.
- PILLET, H., BONNET, X., LAVASTE, F., & SKALLI, W. (2010). Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait : comparison of two anthropometric models. *Gait & Posture*, 31(2), 147-152. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.09.014>
- PROIETTI, T., CROCHER, V., ROBY-BRAMI, A., & JARRASSE, N. (2016). Upper-Limb Robotic Exoskeletons for Neurorehabilitation : A Review on Control Strategies. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 9, 4-14. <https://doi.org/10.1109/RBME.2016.2552201>
- RAMUZAT, N., BUONDONNO, G., BORIA, S., & STASSE, O. (2021). Comparison of Position and Torque Whole Body Control Schemes on the Humanoid Robot TALOS. *20th International Conference on Advanced Robotics (ICAR)*, 10, 1109.
- REY, D., & NEUHÄUSER, M. (2011). Wilcoxon-Signed-Rank Test. In M. LOVRIC (Éd.), *International Encyclopedia of Statistical Science* (p. 1658-1659). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-04898-2_616
- RICHTER, H., & WARNER, H. (2017). Stable Nonlinear Control of an Agonist-Antagonist Muscle-Driven System. *IFAC-PapersOnLine*, 50(1), 7199-7204. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2017.08.1360>
- RODDA, J., & GRAHAM, H. K. (2001). Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia : a basis for a management algorithm. *European Journal of Neurology*, 8(s5), 98-108. <https://doi.org/https://doi.org/10.1046/j.1468-1331.2001.00042.x>
- ROMERO, F., & ALONSO, F. J. (2016). A comparison among different Hill-type contraction dynamics formulations for muscle force estimation. *Mechanical Sciences*, 7(1), 19-29. <https://doi.org/10.5194/ms-7-19-2016>
- ROSE, J., & MCGILL, K. C. (2005). Neuromuscular activation and motor-unit firing characteristics in cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*,

- 47(5), 329-336. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2005.tb01144.x>
- ROSENBAUM, P. (2003). Cerebral palsy : What parents and doctors want to know. In *BMJ (Clinical research ed)* (p. 970-4). <https://doi.org/10.1136/bmj.326.7396.970>
- SAINI, M., KERRIGAN, D. C., THIRUNARAYAN, M. A., & DUFF-RAFFAELE, M. (1998). The Vertical Displacement of the Center of Mass During Walking : A Comparison of Four Measurement Methods. *Journal of Biomechanical Engineering*, 120(1), 133-139.
- SANGEUX, M., & ARMAND, S. (2015). Kinematic deviations in children with cerebral palsy.
- SANKARDOSS, V., & GEETHANJALI, P. (2017). PMDC motor parameter estimation using bio-inspired optimization algorithms. *IEEE Access*, 5, 11244-11254. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2017.2679743>
- SIMULINK, M. (2020). Simulation and Model-Based Design. <https://www.mathworks.com/products/simulink.html>
- SINGH, N., SAINI, M., KUMAR, N., SRIVASTAVA, M. V. P., & MEHNDIRATTA, A. (2021). Evidence of neuroplasticity with robotic hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation : a randomized controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18(1), 76. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00867-7>
- STEELE, K., MUNGER, M., SHUMAN, B., & M., S. (2019). Repeatability of electromyography recordings and muscle synergies during gait among children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 67, 290-295.
- STEINWENDER, G., SARAPH, V., SCHEIBER, S., ZWICK, E. B., UITZ, C., & K., H. (2000). Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children. *Clinical Biomechanics*, 15, 134-139.
- SUTHERLAND, D., & DAVIDS, J. (1993). Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy, 139-147.
- TAVERNESE, E., PAOLINI, M., MANGONE, M., CASTELLI, E., & V., S. (2016). Coordination between pelvis and shoulder girdle during walking in bilateral cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 32, 142.
- THELEN, D. (2003). Adjustment of Muscle Mechanics Model Parameters to Simulate Dynamic Contractions in Older Adults. 125, 70-77. <https://doi.org/10.1115/1.1531112>
- THOMPSON, N., STEBBINS, J., SENIOROU, M., & NEWHAM, D. (2011). Muscle strength and walking ability in Diplegic Cerebral Palsy : Implications for

- assessment and management. *Gait & Posture*, *33*(3), 321-325. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.10.091>
- TU, Y., ZHU, A., SONG, J., SHEN, H., SHEN, Z., ZHANG, X., & CAO, G. (2020). An Adaptive Sliding Mode Variable Admittance Control Method for Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton Robot. *Applied Sciences*, *10*, 2536. <https://doi.org/10.3390/app10072536>
- TUNCA, C., PEHLIVAN, N., AK, N., ARNRICH, B., SALUR, G., & ERSOY, C. (2017). Inertial Sensor-Based Robust Gait Analysis in Non-Hospital Settings for Neurological Disorders. *Sensors*, *17*(4). <https://doi.org/10.3390/s17040825>
- VALLE, M. S., CASABONA, A., SGARLATA, R., et al. (2006). The pendulum test as a tool to evaluate passive knee stiffness and viscosity of patients with rheumatoid arthritis. *BMC Musculoskelet Disord*, *7*, 89. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-7-89>
- VAN DER KROGT, M. M., BAR-ON, L., KINDT, T., DESLOOVERE, K., & HARLAAR, J. (2016). Neuro-musculoskeletal simulation of instrumented contracture and spasticity assessment in children with cerebral palsy. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *13*(1), 64. <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0170-5>
- VAN DRONGELEN, S., DREHER, T., HEITZMANN, D., & S., W. (2013). Gait patterns in twins with cerebral palsy : similarities and development over time after multilevel surgery. *Research in Developmental Disabilities*, *34*, 1595-1601.
- VOSS, S., JOYCE, J., BISKIS, A., PARULEKAR, M., ARMIJO, N., ZAMPIERI, C., TRACY, R., PALMER, A. S., FEFFERMAN, M., OUYANG, B., LIU, Y., BERRY-KRAVIS, E., & O'KEEFE, J. A. (2020). Normative database of spatiotemporal gait parameters using inertial sensors in typically developing children and young adults. *Gait & Posture*, *80*, 206-213. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.05.010>
- VOUGA, T., BAUD, R., FASOLA, J., BOURI, M., & BLEULER, H. (2017). TWICE—A lightweight lower-limb exoskeleton for complete paraplegics. *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*.
- WALL, A., BORG, J., & PALMCRANTZ, S. (2015). Clinical application of the Hybrid Assistive Limb (HAL) for gait training—a systematic review. *Frontiers in Systems Neuroscience*, *9*. <https://doi.org/10.3389/fnsys.2015.00048>
- WALLARD, L. (2014). Étude de la marche avant et après une rééducation robotisée chez des enfants présentant des troubles locomoteurs. *Political Science*.
- WANG, T.-Y., & CHANG, C.-D. (2018). Hybrid fuzzy PID controller design for a mobile robot. *Proc. IEEE Int*, 650-653.

- WARTENBERG, R. (1951). Pendulousness of the Legs as a Diagnostic Test. *Neurology*, 1(1), 18-18. <https://doi.org/10.1212/WNL.1.1.18>
- WILEY, M. E., & DAMIANO, D. L. (1998). Lower-Extremity strength profiles in spastic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 40(2), 100-107. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1998.tb15369.x>
- WINTER, D. (1987). The biomechanics and motor control of human gait. *University of Waterloo Press, Waterloo, Ontario*.
- WINTERS, J. (1985). Generalized analysis and design of antagonistic muscle models : Effect of nonlinear muscle properties on the control of fundamental movements. *Ph.D. dissertation, Univ. Calif., Berkeley, CA*.
- WOOTEN, M. E., KADABA, M. P., & COCHRAN, G. V. B. (1990). Dynamic electromyography. II. Normal patterns during gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(2), 259-265. <https://doi.org/https://doi.org/10.1002/jor.1100080215>
- WU, G. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part II : shoulder, elbow, wrist and hand. *J.Biomech*, 38(5) :981.
- WU, G., SIEGLER, S., ALLARD, P., KIRTLEY, C., LEARDINI, A., & ROSENBAUM, D. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion-part I : ankle, hip, and spine. *J.Biomech*, 35(4) :543-8.
- WU, Y. N., PARK, H. S., CHEN, J. J., REN, Y., & ROTH, L. Q., E. J. and Zhang. (2018). Position as Well as Velocity Dependence of Spasticity-Four-Dimensional Characterizations of Catch Angle. *P. Frontiers in neurology*, 9. <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00863>
- YOUNG, J. W., CHANDLER, R. F., SNOW, C. C., ROBINETTE, K. M., ZEHNER, G. F., & LOFTBERG, M. S. (1883). *Anthropometric and mass distribution characteristics of the adult female* (rapp. tech.) [Tech Rep.]. Civil Aerospace Medical Institute.
- YU, W., & ROSEN, J. (2013). Neural PID control of robot manipulators with application to an upper limb exoskeleton. *IEEE Transactions on Cybernetics*, 43, 673-684.
- ZAJAC, F. E. (1989). Muscle and tendon : Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control, CRC Crit. In Rev (p. 359-411). Biomed. Eng.
- ZATSIORSKY, V., SELUYANOV, V., & CHUGUNOVA, L. (1990). Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments., 272-291.

- ZHANG, J., CHEAH, C. C., & COLLINS, S. H. (2015). Experimental comparison of torque control methods on an ankle exoskeleton during human walking [10.1109/ICRA.2015.7139980]. *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 5584-5589.
- ZIEGLER, J., & NICHOLS, N. (1942). Optimum settings for automatic controllers, *Transactions of the ASME*, 64, 759-768.