

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

DÉTERMINANTS DES CAPACITÉS DE MARCHE CHEZ DES ENFANTS ET
DES ADOLESCENTS AVEC UNE PARALYSIE CÉRÉBRALE SPASTIQUE
BILATÉRALE : ÉVALUATION PAR L'ANALYSE QUANTIFIÉE DE LA
MARCHE

THÈSE
PRÉSENTÉE
COMME EXIGENCE PARTIELLE
DOCTORAT EN BIOLOGIE

PAR
ANNIE POULIOT-LAFORTE

JANVIER 2019

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL
Service des bibliothèques

Avertissement

La diffusion de cette thèse se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire *Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs* (SDU-522 – Rév.07-2011). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement no 8 des études de cycles supérieurs, [l'auteur] concède à l'Université du Québec à Montréal une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de [son] travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, [l'auteur] autorise l'Université du Québec à Montréal à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de [son] travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris l'Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de [la] part [de l'auteur] à [ses] droits moraux ni à [ses] droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, [l'auteur] conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont [il] possède un exemplaire.»

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier ma direction de recherche, les Professeurs Laurent Ballaz et Martin Lemay, du Département des sciences de l'activité physique de l'Université du Québec à Montréal (UQAM). Laurent, merci d'avoir su créer autant d'opportunités. Merci pour ton implication constante et ta disponibilité, de m'avoir fait confiance. Martin, merci pour tes conseils judicieux qui ont toujours su me faire progresser. Merci de m'avoir accompagné dès mes premières expériences de recherche. Vous avez su me transmettre ce goût d'en apprendre toujours davantage.

Je tiens également à remercier ma collègue et amie, Audrey Parent. Premièrement pour ton travail méticuleux et juste et ensuite pour ton support et ton écoute. Je suis convaincue que de t'avoir eu à mes côtés a adouci cette aventure.

Merci à tous les étudiants, post-doctorants et chercheurs du Centre de recherche du Centre de réadaptation Marie Enfant du CHU Sainte-Justine que j'ai côtoyé quotidiennement durant ces dernières années. Vous avez constitué un environnement de travail enrichissant et dynamique, qui au travers de nos échanges a grandement contribué à ma formation.

Finalement, je tiens à remercier ma famille et mes amis qui m'ont soutenue et encouragée tout au long de mon parcours, dans les épreuves et les joies. Ma gratitude envers vous va bien au-delà des mots. Un merci tout spécial à Olivier, une grande partie de la réussite de ce travail te revient.

DÉDICACE

À Cédric, Jonathan, Bradley, Patrick et tous
les autres

TABLES DES MATIÈRES

LISTE DES FIGURES.....	viii
LISTE DES TABLEAUX.....	xi
LISTE DES ABRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES	xii
Liste des symboles et des unités.....	xiv
RÉSUMÉ.....	xvi
ABSTRACT	xviii
CHAPITRE I INTRODUCTION.....	20
1.1 Historique de la paralysie cérébrale.....	20
1.2 Historique de l'analyse du mouvement	21
1.3 Analyse de la marche chez l'enfant avec une paralysie cérébrale	23
CHAPITRE II REVUE DE LA LITTÉRATURE	25
2.1 Paralysie cérébrale.....	25
2.1.1 Définition et incidence	25
2.1.2 Causes possibles et problématiques neurologiques.....	26
2.1.3 Classification.....	26
2.1.4 Évaluation de la fonction motrice globale	30
2.1.5 Conséquences de la lésion cérébrale	35
2.1.6 Résumé de la section.....	59
2.2 Analyse quantifiée de la marche.....	60
2.2.1 Paramètres spatiaux-temporels.....	61
2.2.2 Analyse cinématique de la marche.....	65
2.2.3 Analyse cinétique de la marche.....	82
2.2.4 Électromyographie de surface.....	91
2.2.5 Dépense énergétique	94

2.2.6	Résumé de la section.....	96
2.2.7	Les capacités de marche.....	97
2.3	Bilan de la revue de la littérature.....	108
CHAPITRE III OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES		110
3.1	Objectif général	110
3.1.1	Objectifs spécifiques.....	111
CHAPITRE IV MISE EN PLACE D'UNE BANQUE DE DONNÉES D'ANALYSE QUANTIFIÉE DE LA MARCHE		112
4.1	Implication au Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie Enfant.....	112
4.1.1	Mise en place du laboratoire et des outils de mesure.....	114
4.1.2	Mise en place des protocoles de collecte des données.....	114
4.1.3	Mise en place des protocoles de traitement des données	115
4.1.4	Mise en place des collaborations cliniques	116
4.2	Collecte des données.....	117
4.3	Formation de la relève	117
CHAPITRE V MÉTHODOLOGIE		118
5.1	Éthique.....	118
5.2	Participants	119
5.3	Analyse quantifiée de la marche.....	120
5.3.1	Procédures.....	120
5.3.2	Mesures	123
5.4	Variables dépendantes et indépendantes	126
5.4.1	Étude 1 : Relation entre l'efficacité de la marche et la force musculaire et les paramètres cinématiques et cinétiques de la marche.....	126
5.4.2	Étude 2 : Relation entre la force musculaire des membres inférieurs et les capacités de marche	126
5.4.3	Étude 3 : Déterminants cinématiques de la longueur du pas	127
5.5	Quantifications et analyses	127
5.5.1	Étude 1 : Relation entre l'efficacité de la marche et la force musculaire et les paramètres cinématiques et cinétiques de la marche.....	127

5.5.2	Étude 2 : Relation entre la force musculaire des membres inférieurs et les capacités de marche	128
5.5.3	Étude 3 : Déterminants cinématiques de la longueur du pas	128
CHAPITRE VI RÉSULTATS		130
6.1	Étude 1 : Relation entre l'efficacité de la marche et la force musculaire et les paramètres cinématiques et cinétiques de la marche	130
6.1.1	Introduction	130
6.1.2	Objectif spécifique	130
6.1.3	Sous-objectif 1	131
6.1.4	Sous-objectif 2	131
6.1.5	Sous-objectif 3	131
6.1.6	Article 1	132
6.2	Étude 2: Relation entre la force musculaire des membres inférieurs et les capacités de marche.....	135
6.2.1	Introduction.....	135
6.2.2	Objectif spécifique	135
6.2.3	Sous-objectif 1	135
6.2.4	Sous-objectif 2	136
6.2.5	Sous-objectif 3	136
6.2.6	Article 2.....	137
6.3	Étude 3: Déterminants cinématiques de la longueur du pas	162
6.3.1	Introduction.....	162
6.3.2	Objectif spécifique	162
6.3.3	Sous-objectif 1	162
6.3.4	Sous-objectif 2	163
6.3.5	Article 3.....	164
CHAPITRE VII DISCUSSION		179
7.1	Résumé des principaux résultats.....	179
7.1.1	Étude 1 : Relation entre l'efficacité de la marche et la force musculaire et les paramètres cinématiques et cinétiques de la marche.....	180
7.1.2	Étude 2 : Relation entre la force musculaire des membres inférieurs et les capacités de marche	181
7.1.3	Étude 3 : Déterminants cinématiques de la longueur du pas	182
7.2	Contribution de la force musculaire dans les capacités de marche	182
7.2.1	Utilisation d'un indice global de force musculaire	183
7.2.2	Relation logarithmique.....	184
7.2.3	Impact sur les recommandations cliniques	186

7.3	Déterminants cinématiques conditionnant les capacités de marche	187
7.3.1	Impact sur les recommandations cliniques	188
7.4	Limites des études.....	191
7.4.1	Évaluation de la force musculaire maximale isométrique	191
7.4.2	Évaluation de la force des fléchisseurs plantaires.....	191
7.4.3	Influence des aides techniques sur la marche	192
7.4.4	Absence des paramètres cinétiques de la marche	193
CHAPITRE VIII CONCLUSION.....		194
8.1	Perspectives	194
8.1.1	L'effet des patrons de marche sur les capacités de marche	195
8.1.2	Les capacités de marche hors laboratoire et dans la vie quotidienne...	195
ANNEXE A COMITÉ D'ÉTHIQUE DE LA BANQUE DE DONNÉES DE MARCHE DU LABORATOIRE D'ANALYSE DE LA MARCHE DU CENTRE DE RÉADAPTATION MARIE ENFANT		196
ANNEXE B GRAPHIQUES DES RELATIONS LINÉAIRES ET LOGARITHMIQUES ENTRE LES CAPACITÉS DE MARCHE ET LA FORCE MUSCULAIRE CHEZ DES ENFANTS ET DES ADOLESCENTS AVEC UNE PARALYSIE CÉRÉBRALE SPASTIQUE BILATÉRALE.....		203
RÉFÉRENCES.....		206

LISTE DES FIGURES

Figure	Page
Figure 1.1 Emplacement des laboratoires d'analyse quantifiée de la marche aux États-Unis.....	23
Figure 2.1 Représentation de la topographie des atteintes dans les cas de paralysie cérébrale spastique.....	27
Figure 2.2 Prévalence de la topographie des atteintes pour les cas de paralysie cérébrale spastique	28
Figure 2.3 Les niveaux de classification du « Gross Motor Classification System ».....	29
Figure 2.4 Prédiction du résultat de l'évaluation « Gross Motor Function Measure » (GMFM-66) en fonction de l'âge et du niveau « Gross Motor Function Classification System ».....	33
Figure 2.5 Évolution naturelle attendue en fonction du résultat de l'évaluation « Gross Motor Function Measure » (GMFM-66) et l'âge de l'enfant avec une paralysie cérébrale.....	34
Figure 2.6 L'arc réflexe du motoneurone alpha.....	36
Figure 2.7 Exemple de placement d'un participant et d'un goniomètre pour la réalisation du test du pendule.....	43
Figure 2.8 Force des différents groupes musculaires en fonction du niveau « Gross Motor Function Classification System ».	49
Figure 2.9 Division d'un cycle de marche	62

Figure 2.10 Longueur d'un pas et d'une foulée	63
Figure 2.11 Nom et position des marqueurs antérieurs du modèle cinématique « Plug-in Gait ».....	72
Figure 2.12 Nom et position des marqueurs postérieurs du modèle cinématique « Plug-in Gait ».....	73
Figure 2.13 Représentation du système de référence de la cuisse.	76
Figure 2.14 Cinématique d'enfants avec un développement typique, données issues du Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie Enfant.....	80
Figure 2.15 Représentation graphique de la classification des cinq patrons de marche décrits dans les cas de diplégie spastique.....	82
Figure 2.16 Représentation d'un membre inférieur pour les équations de la dynamique inverse	86
Figure 2.17 Moments de force interne d'enfants avec un développement typique, données issues du Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie Enfant.....	88
Figure 2.18 Cinématique, moments de force interne et puissance articulaire dans le plan sagittal d'enfants avec un développement typique, données issues du Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie- Enfant.	90
Figure 2.19 Schéma de l'origine du signal d'électromyographie.	92
Figure 2.20 Représentation du déplacement du centre de masse lors de la marche d'un individu avec un développement typique.	101
Figure 2.21 Le modèle du pendule inversé.	103
Figure 2.22 Représentation de la transition d'un pas à l'autre.....	105
Figure 4.1 Disposition du Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie Enfant.....	114

Figure 5.1 Corridor de marche du Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie Enfant. 121

Figure 5.2 Parcours du six minutes de marche réalisé au Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie Enfant. 122

LISTE DES TABLEAUX

Tableau	Page
Tableau 2.1 Description de l'échelle d'Ashworth et de l'échelle d'Ashworth modifiée.....	39
Tableau 2.2 Description de l'échelle de Tardieu modifiée	41
Tableau 2.3 Résumé des caractéristiques des différents types de fibre musculaire	45
Tableau 2.4 Description de la cotation du « Manual Muscle Test ».....	51
Tableau 2.5 Description du positionnement des marqueurs du modèle cinématique « Plug-in Gait ».....	74
Tableau 2.6 Reproductibilité intra-évaluateur du modèle cinématique « Plug-in Gait »	78

LISTE DES ABRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES

PC : Paralyse cérébrale

AQM : Analyse quantifiée de la marche

GMFCS : Gross Motor Functional Classification System

GMFM : Gross Motor Function Measure

CoP : Centre de pression

CoM : Centre de masse

ANT : Antérieur

POST : Postérieur

INT : Interne

EXT : Externe

ADD : Adduction

ABD : Abduction

VALG : Valgus

VAR : Varus

PLAN : Plantiflexion

DORS : Dorsiflexion

GEN : Généré

ABS : Absorbé

EMG : Électromyographie

SENIAM : Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles

LAM-CRME : Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie
Enfant

CHU : Centre hospitalier universitaire

IDE : Indice de dépense énergétique

LISTE DES SYMBOLES ET DES UNITÉS

%	Pourcentage
+	Plus
-	Moins
X	Antéro-postérieur
Y	Médio-latéral
Z	Vertical
Σ	Somme
W	Watt
cm	Centimètre
m	Mètre
Nm	Newton-mètre
N	Newton
Kg	Kilogramme
°	Degré
Deg	Degré

min	Minute
s	Seconde
r	Coefficient de corrélation de Pearson
R^2	Coefficient de détermination

RÉSUMÉ

La paralysie cérébrale (PC) est un trouble du mouvement et de la posture causant des limitations fonctionnelles dues à une lésion sur un cerveau en développement. Il s'agit de la cause la plus fréquente de déficit moteur chez l'enfant avec une prévalence de deux cas sur 1000 naissances. Parmi les troubles en lien avec la PC on retrouve une faiblesse musculaire, de la spasticité, un contrôle postural déficient, ainsi que la présence de contractures musculaires et de difformités osseuses. La nature et l'étendue de la lésion sur le cerveau mènent à différentes topographies et à des sévérités d'atteintes très variées. Parmi les enfants et les adolescents avec une PC spastique, les enfants avec une atteinte bilatérale démontrent des patrons de marche très variés et sont plus susceptibles de perdre leurs capacités ambulatories. Conséquemment, ils sont davantage ciblés lors d'interventions visant l'amélioration ou le maintien des capacités de marche. Les capacités de marche conditionnent la qualité de vie des enfants et peuvent être considérées en termes de vitesse de confort et de vitesse maximale de marche, d'endurance à la marche et d'efficacité de la marche. Ainsi, il est nécessaire d'étudier les déterminants conditionnant les capacités de marche chez cette population tout en précisant l'échantillon étudié du point de vue de la sévérité et de la topographie de l'atteinte.

L'analyse quantifiée de la marche (AQM) permet une mesure objective de la marche par l'évaluation des paramètres spatiotemporels, cinématiques et cinétiques. L'ajout d'évaluations telles que la mesure de l'efficacité de la marche et des capacités de marche est primordial afin d'évaluer d'une façon plus écologique la fonction locomotrice.

La présente thèse s'intéresse aux relations entre les capacités de marche et la fonction motrice chez des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale en incluant des enfants avec un faible niveau fonctionnel. Pour répondre à cet objectif, les données d'AQM de la banque de données du Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie enfant (CHU Sainte-Justine) ont été utilisées et analysées. Les données de marche d'enfants avec une PC spastique bilatérale, âgés de 6 à 18 ans, ont été incluses dans ces travaux de recherche.

Dans un premier temps, les résultats de cette thèse démontrent que les paramètres cinématiques et cinétiques à la cheville sont grandement associés à la dépense énergétique. En effet, l'amplitude de mouvement et la puissance maximale générée à

cette articulation expliquent une grande part de la variance de l'efficacité de la marche. Puis, dans une seconde étude, la relation entre la force musculaire et les capacités de marche a été étudiée. Les résultats démontrent qu'il existe une relation logarithmique entre ces variables. De plus, une relation linéaire entre la force musculaire des membres inférieurs et les capacités de marche a été observée chez les enfants avec un niveau de force plus bas, alors qu'aucune relation n'a été observée chez les enfants avec un niveau de force plus élevé. Par la suite, considérant l'importance de la longueur du pas dans les capacités de marche, les déterminants cinématiques de la longueur du pas ont été étudiés. L'extension de la hanche et de la cheville lors de la poussée, l'amplitude de mouvement de la hanche et du genou lors de la phase de simple appui, ainsi que l'inclinaison et la rotation interne du bassin sont les déterminants de la longueur d'un pas chez les enfants et les adolescents avec une PC spastique bilatérale.

En conclusion, l'amplitude de mouvement et la force musculaire, notamment chez les enfants et adolescents les plus faibles, sont des déterminants significatifs des capacités de marche. Ces résultats permettent de préciser les thérapies physiques ou chirurgicales visant l'amélioration des capacités de marche des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale.

Mots clés : Paralyse cérébrale; Capacités de marche; Force musculaire; Efficacité de la marche; Analyse quantifiée de la marche

ABSTRACT

Cerebral palsy (CP) describes a group of permanent movement and posture disorders, causing activity limitations, which are attributed to non-progressive insult to the developing brain. Worldwide, CP is the most common cause of motor deficiency in children with the prevalence of two births per 1000. CP is associated with abnormal muscle tone, low range of motion and muscle weakness, which are described as limiting factors for walking capacities. Walking capacities includes comfortable and fast walking speed, as well as, walking endurance and efficiency. Among children with CP, bilateral CP shows the lowest walking capacities. They are more prone to therapeutic interventions to improve those capacities and have a higher risk to lose ambulatory skills during their life. Because of the importance of walking capacities on the autonomy and quality of life, it is of utmost importance to study the determinants of walking capacities in this population, specifically.

Clinical gait analysis (CGA) allows a quantitative and objective measurement of gait by evaluating spatiotemporal, kinematic and kinetic parameters. Additional assessments of walking capacities are meaningful in order to assess the locomotion function in a more ecological way.

This thesis aimed to study the relationship between walking capacities and motor function in children and adolescents with spastic bilateral CP. To meet this objective, CGA from the database of the “Laboratoire d’analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie Enfant (CHU Sainte-Justine)” were studied. Data from children and adolescents with spastic bilateral CP aged between 6 and 18 years were included.

The results of this thesis demonstrated that kinematic and kinetic ankle parameters are highly associated with walking efficiency. Indeed, the range of motion and the maximal power generated at this joint during push-off explain a significant part of the variance of walking efficiency. Thereafter, a logarithmic relationship between lower limb muscle strength and walking capacities was observed. The subgroup analysis confirms this result. Indeed, an association between lower limb muscle strength and walking capacities was reported in children with lower muscle strength, whereas no relationship was observed in children with higher strength level. Finally, due to the key role of step length in walking capacities, the relationship between kinematic parameters and step length, was assessed. Hip and ankle extension during push-off, hip and knee range of

motion during single limb stance, as well as, pelvic tilt and internal rotation were significant predictors of step length.

In conclusion, lower limbs range of motion and muscle strength are major determinants of walking capacities in children and adolescents with spastic bilateral CP. These results will help to specify physical and surgical interventions to improve walking capacities in children with bilateral spastic CP.

Keywords : Cerebral palsy; Walking capacities; Muscle strength; Walking efficiency; Clinical gait analysis

CHAPITRE I

INTRODUCTION

1.1 Historique de la paralysie cérébrale

La paralysie cérébrale (PC) a été décrite pour la première fois en 1861 par un chirurgien anglais nommé William John Little (1810-1894). La condition décrite à l'époque correspondait à ce que l'on qualifie aujourd'hui de diplégie spastique, c'est-à-dire une atteinte bilatérale des membres inférieurs de forme spastique. La cause suggérée par cette définition était un manque d'apport d'oxygène au cerveau dû à des complications à la naissance. Ainsi, à cette époque, le terme « *Little's disease* » est adopté pour décrire cette condition (Panteliadis *et al.*, 2013). En 1889, Sir Wiliam Osler (1849-1919), le père de la médecine moderne, publia un livre intitulé « *Cerebral Palsies of Children* » où il enrichit les travaux de Little et choisit le terme « paralysie cérébrale » (Panteliadis *et al.*, 2013). À partir de ce moment, le terme PC est employé. Puis, vers 1890, Sigmund Freud (1856-1939), psychiatre reconnu pour ses travaux de psychanalyse, suggère que la PC est une blessure au cerveau causée avant la naissance de l'enfant et non pas pendant ou après l'accouchement comme Little et Osler l'avait suggéré (Kavcic et Vodusek, 2005).

Vers le milieu du 20e siècle, la PC représente une entité clinique pour certains tandis que pour d'autres, il s'agit seulement d'une dénomination générale due au manque de consensus sur la cause et les signes cliniques. Ce problème sera résolu en 1953 par la fondation de l'« *American Academy for Cerebral Palsy and Developmental Medicine* »

(Panteliadis *et al.*, 2013). Cette académie a uniformisé la nomenclature et la classification de la PC et produit les premières recommandations concernant la prise en charge de ces enfants. À partir de cette époque, la PC sera étudiée par différents domaines de recherche afin de mieux comprendre les causes et les conséquences de cette pathologie. Bien que certains fondements sur la PC soient connus, les recherches d'aujourd'hui permettent de mieux définir cette condition et de mieux comprendre les déficiences qui en découlent.

1.2 Historique de l'analyse du mouvement

Pour en arriver à l'analyse du mouvement tel qu'on la connaît aujourd'hui, plusieurs chercheurs et scientifiques issus de différentes disciplines et de différentes époques y ont contribué significativement. Le mouvement humain a toujours fasciné les scientifiques et les artistes, qui ont cherché à le représenter au fil des époques. L'avènement de la photographie vers le milieu du 19^e siècle a permis de quantifier plus précisément le mouvement. La marche fut observée et quantifiée pour la première fois par Étienne-Jules Marey (1830-1904), un physiologiste français. Il a utilisé une caméra photographique, prenant une série de photographies à une fréquence élevée, pour observer le mouvement humain. Durant cette même période, aux États-Unis, Edward James Muybridge (1830-1904) utilisa 24 caméras placées en série, prenant chacune une photo pour observer le galop d'un cheval. Ainsi, ces premiers travaux ont permis de réaliser une première analyse cinématique du mouvement en deux dimensions (Baker, 2007).

Les premières analyses de la marche dans un contexte de réadaptation ont été réalisées à la fin de la Seconde Guerre mondiale, vers le milieu du 20^e siècle. Le nombre important de blessés de guerre et plus précisément, le nombre d'individus ayant subi une amputation ont nécessité le développement de nouveaux soins. C'est ainsi que Verne Thompson Inman (1905-1980), Howard Davis Eberhart (1906-1993) et John Bertrand Saunders (1903-1991) ont mis en place de nouvelles techniques pour étudier

la marche des individus ayant subi une amputation (Baker, 2007). Ils ont étudié la biomécanique de la marche normale et pathologique. En effet, ils ont étudié la cinématique, la dynamique du mouvement et l'activité électrique des muscles. Cependant, la technologie de l'époque ne permettait pas une rapidité d'analyse et de traitements des données tels qu'on les connaît aujourd'hui. Ainsi, les analyses de la marche effectuée par ces chercheurs étaient excessivement longues en ce qui concerne la prise et le traitement des données.

Jacquelin Perry (1918-2013) et David Sutherland (1923-2006), tous les deux chirurgiens orthopédiques formés par Inman, ont mis au point l'analyse quantifiée de la marche (AQM) comme outil clinique. Les travaux de Perry et de Sutherland se sont concentrés sur l'analyse de l'électromyographie afin de quantifier l'activité musculaire lors de la marche (Baker, 2007). Depuis les années 90, l'augmentation de la puissance de calcul des ordinateurs a permis d'optimiser le traitement des données et de considérablement réduire le temps requis pour réaliser une AQM. James R Gage, un chirurgien orthopédique américain, a développé le premier laboratoire d'analyse de la marche au Newington Children's Hospital au Connecticut (États-Unis) en 1981 (Baker, 2007). Ainsi, les techniques d'analyse de la marche ont pu être appliquées à des fins cliniques. Depuis, un bon nombre de laboratoires d'analyse de la marche ont vu le jour aux États-Unis et en Europe (Figure 1.1). L'AQM est basée sur des mesures objectives et une interprétation précise de la biomécanique de la marche (Whittle, 1996).

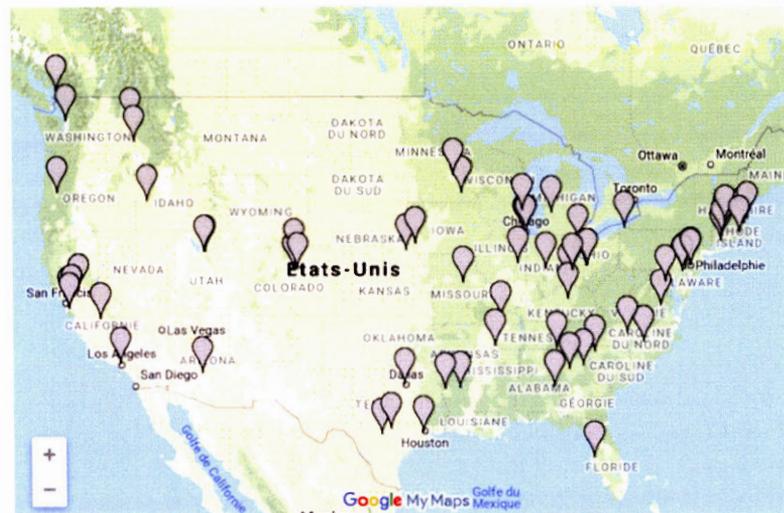


Figure 1.1 Emplacement des laboratoires d'analyse quantifiée de la marche aux États-Unis.

d'après GCMAS (2018) Find a Lab [carte]. Récupéré de www.gcmas.org/map

1.3 Analyse de la marche chez l'enfant avec une paralysie cérébrale

Les premières utilisations de l'AQM pour étudier le patron de marche d'enfants avec une PC remontent aux années de Jacqueline Perry (Whittle, 1996). Cette chirurgienne orthopédique a consacré sa carrière à mieux comprendre les relations entre les déficits et le patron de marche observé chez ces enfants. Puis, les travaux de James R Gage, débutant vers les années 1980, ont grandement contribué à l'avancement des traitements et à la prise en charge des enfants avec une PC en implantant l'AQM en milieu clinique (Gage, 1991). En effet, les analyses quasi systématiques avant et après une intervention chirurgicale ont grandement participé à l'avancement des traitements et à la compréhension du système musculo-squelettique de ces enfants (Whittle, 1996). D'autre part, les travaux de Gage ont démontré la nécessité d'une équipe interdisciplinaire dans la prise en charge de ces patients.

Depuis cette époque, l'AQM est utilisée principalement afin d'aider le processus décisionnel dans les choix thérapeutiques. En effet, l'objectif d'une AQM chez des

enfants et des adolescents avec une PC est d'évaluer la sévérité, l'étendue et la nature des limitations fonctionnelles afin de soutenir les décisions thérapeutiques (Baker, 2007). D'ailleurs, plusieurs études confirment que l'utilisation d'une AQM modifie le processus décisionnel et entraîne de meilleurs résultats (Filho *et al.*, 2008 ; Molenaers *et al.*, 2006 ; Wren *et al.*, 2011).

De plus, le suivi et les effets d'un traitement sur la marche sont une autre utilisation répandue de l'AQM (Baker *et al.*, 2016). De nos jours, avec les banques de données de marche de certains laboratoires qui sont en fonctions depuis plus de 30 ans, il est possible de documenter l'évolution de la marche (Baker *et al.*, 2016). Par exemple, par des analyses de marche faites régulièrement, il est possible de quantifier l'évolution de la marche sur une période de 10 ans et ainsi, amener de nouvelles connaissances sur l'évolution des atteintes et leurs impacts sur la marche (Dreher *et al.*, 2018 ; Munger *et al.*, 2017 ; Öunpuu *et al.*, 2017).

Finalement, l'AQM est un outil pouvant être utilisé à la fois en clinique et en recherche et qui permet d'évaluer précisément un trouble neurologique et musculo-squelettique complexe. Dans certains pays, tels que les États-Unis ou l'Angleterre, ces évaluations sont offertes dans plusieurs établissements de santé (Baker *et al.*, 2016). L'enfant est référé par un clinicien et le laboratoire de marche produit un rapport contenant les mesures et l'interprétation biomécanique des résultats. Cependant, la validité de l'AQM repose grandement sur l'expertise du personnel (Baker *et al.*, 2016). En effet, l'interprétation des résultats demande une connaissance approfondie de la biomécanique de la marche puisque les causes des déviations du patron de marche observé chez les enfants avec une PC sont complexes et multiples.

CHAPITRE II

REVUE DE LA LITTÉRATURE

2.1 Paralysie cérébrale

2.1.1 Définition et incidence

La paralysie cérébrale (PC) est définie comme un trouble du mouvement et de la posture permanent, causant des limitations dans les activités de la vie quotidienne, produit par une blessure non progressive sur un cerveau en développement (Rosenbaum *et al.*, 2007). Le terme, paralysie cérébrale, regroupe une grande variété d'anomalies cliniques. Le trouble moteur de la PC est souvent accompagné de perturbations touchant la sensation, la cognition, la communication, la perception, le comportement et, dans environ le tiers des cas, cette condition est associée à des épisodes épileptiques (Rosenbaum *et al.*, 2007).

Cette pathologie touche 2 à 3 enfants sur 1000 à travers le monde (Cans, 2005). La prévalence dans les pays en développement semble identique à celle des pays industrialisés selon le peu de statistiques recueillies dans les pays en développement (Colver *et al.*, 2014). La cause de la PC dans les pays en développement serait due à des incidents pendant ou après l'accouchement étant donné la plus faible avancée des soins prodigués (Dan et Paneth, 2017). En revanche, les progrès médicaux des pays industrialisés entraîneraient plus de naissances à risque ce qui ramènerait la prévalence à un niveau semblable à celui des pays en développement (Donald *et al.*, 2015). À titre

indicatif, la prévalence au Québec est de 2 enfants sur 1000 et cette prévalence est identique à l'échelle du Canada (Oskoui *et al.*, 2013).

2.1.2 Causes possibles et problématiques neurologiques

Parmi les facteurs de risques reliés à la PC, on note une naissance prématurée, un poids réduit à la naissance et les grossesses multiples (Colver *et al.*, 2014). Selon le Registre québécois de la paralysie cérébrale, 44 % des cas de PC seraient liés à une naissance prématurée, 11 % des cas seraient liés à une grossesse multiple et 47 % des cas seraient liés à une exposition in utero à du tabac, alcool et drogue (Colver *et al.*, 2014). En ce qui concerne la nature de la blessure survenant sur le cerveau en développement, elle peut être d'origine traumatique, infectieuse ou liée à une dysfonction métabolique (Colver *et al.*, 2014). Ces lésions sur le cerveau peuvent survenir avant, pendant et après la naissance. Pour la majorité des cas, la lésion sur le cerveau en développement mène à un déficit d'apport d'oxygène aux cellules, autrement dit une hypoxémie (Gladstone, 2010). Les manifestations de cette blessure sur le cerveau en développement sont hétérogènes. La location et l'étendue de la lésion cérébrale déterminent la sévérité de l'atteinte. Bien que le lien entre la blessure et les atteintes motrices ne soit pas à ce jour clairement défini, on retrouve dans la littérature quelques études qui ont utilisé l'imagerie par résonance magnétique afin de mieux comprendre la relation entre la lésion et l'atteinte motrice (Legault *et al.*, 2011 ; Towsley *et al.*, 2011). Ainsi, il a été démontré que 20 % des cas de PC seraient dus à une lésion périventriculaire de la matière blanche, 15 % des cas seraient dus à une lésion de la matière grise et 20 % des cas seraient dus à un accident vasculaire cérébral ou à une malformation cérébrale (Towsley *et al.*, 2011).

2.1.3 Classification

La localisation de l'atteinte cérébrale et la nature de celle-ci mèneront à des troubles du mouvement de différentes natures. On retrouve des formes spastiques liées à une atteinte pyramidale et des formes dyskinétiques dont l'atteinte est extrapyramidale. Les

formes dyskinétiques sont caractérisées par une rigidité musculaire et par la présence de mouvements involontaires (Amiel-Tison, 2005). Les formes spastiques sont caractérisées par la présence de spasticité musculaire, d'hypertonie au repos et de réflexes ostéotendineux exagérés. D'autre part, on retrouve des formes mixtes où l'on peut observer des symptômes de la forme dyskinétique et spastique, c'est-à-dire qu'il peut y avoir la présence de mouvements involontaires et de spasticité (Amiel-Tison, 2005). Les sous-types de la forme spastique dépendent de la topographie du trouble moteur. On note parmi ces derniers l'hémiplégie, la diplégie ou la quadriplégie (Figure 2.1). L'hémiplégie est caractérisée par une atteinte du membre supérieur et inférieur tandis qu'une diplégie est caractérisée par une atteinte des deux membres inférieurs. Finalement, la quadriplégie est caractérisée par une atteinte aux quatre membres.

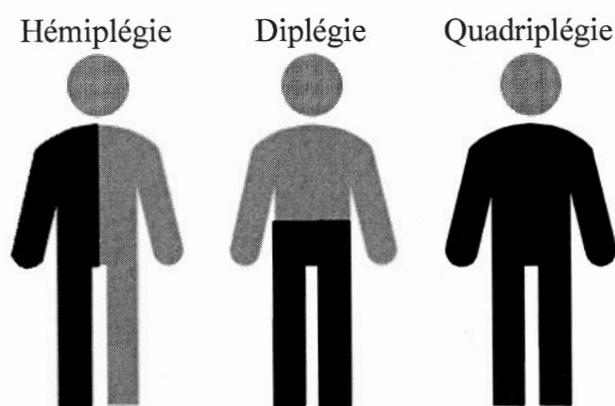


Figure 2.1 Représentation de la topographie des atteintes dans les cas de paralysie cérébrale spastique.

Selon le Registre québécois de la paralysie cérébrale, environ 85 % des cas de PC sont de forme spastique et seulement 8 % des cas ont une forme dyskinétique (Shevell *et al.*, 2013). Dans les formes spastiques, l'atteinte quadriplégique est la plus répandue (35 %), suivie de l'hémiplégie (32 %) et finalement la diplégie (22 %). La forme mixte représente environ 5 % des cas de PC (Shevell *et al.*, 2013). Il est à noter que la terminologie de l'« atteinte bilatérale » est acceptée pour décrire les cas où les deux

membres inférieurs sont atteints, c'est-à-dire une diplégie et une quadriplégie (Stern, 2018). Ainsi, l'atteinte bilatérale regroupe 57 % des cas de PC de forme spastique (Figure 2.2).

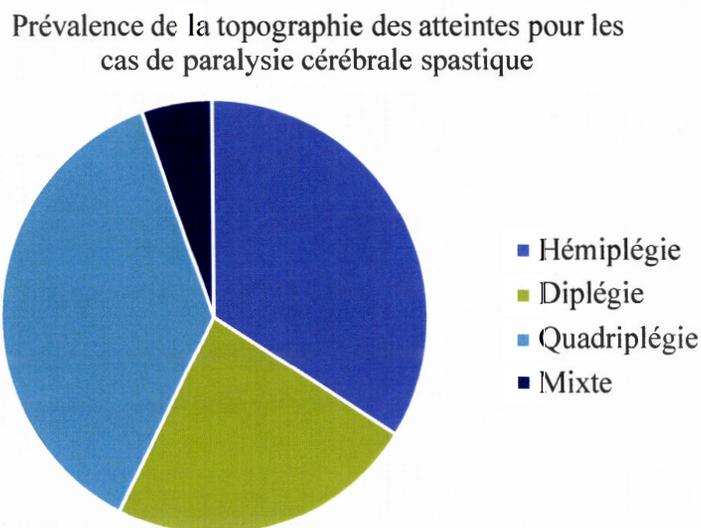


Figure 2.2 Prévalence de la topographie des atteintes pour les cas de paralysie cérébrale spastique

2.1.3.1 Classification fonctionnelle de la paralysie cérébrale par le « *Gross Motor Functional Classification System* »

La grande hétérogénéité de la nature des blessures sur le cerveau en développement mène à une grande variété de déficiences motrices et souligne l'importance de classifier la sévérité de la PC. La section suivante portera sur la méthode de classification clinique la plus utilisée en pédiatrie. Au fil des années, plusieurs systèmes de classification de la PC ont été développés. La classification la plus récente, et qui est aujourd'hui la plus utilisée est le « *Gross Motor Functional Classification System* » (GMFCS) (Palisano *et al.*, 1997). Selon cette échelle, la sévérité de l'atteinte est classifiée en cinq niveaux prenant en compte le niveau fonctionnel et l'âge de l'enfant (Figure 2.3). L'objectif est d'établir le niveau de performance quotidien de l'enfant basé sur ses habiletés fonctionnelles. Il est à noter que ce système de classification est

valide pour les enfants de 6 à 12 ans. Certaines spécifications sont apportées dans la description des niveaux fonctionnels selon l'âge de l'enfant. La description présentée ci-dessous est la description générale de la classification (Palisano *et al.*, 1997).

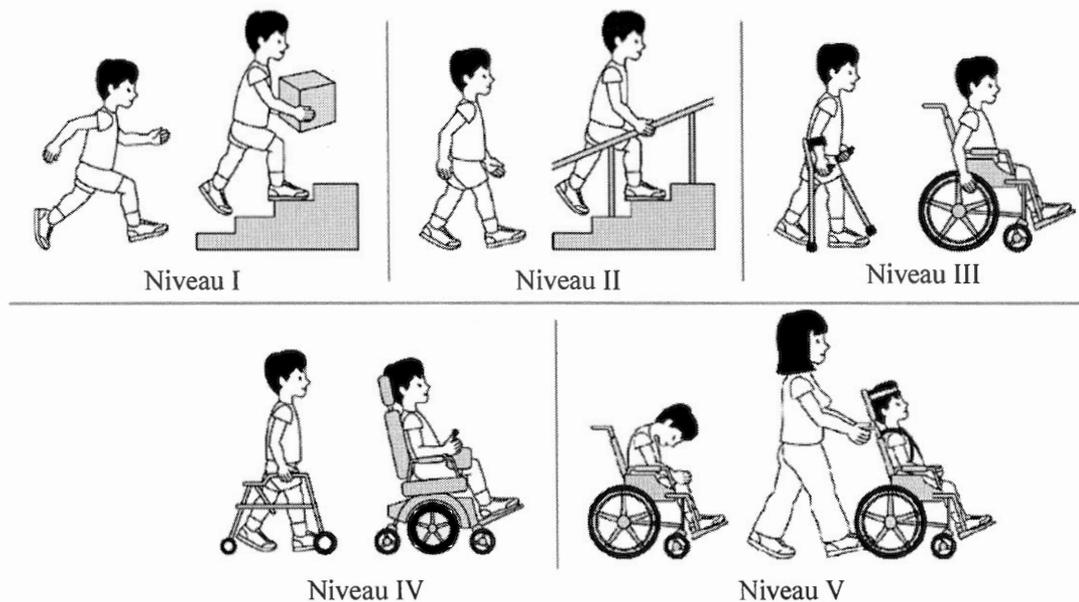


Figure 2.3 Les niveaux de classification du « Gross Motor Functional Classification System ».

D'après Burns *et al.* (2014) *The cerebral palsy transition clinic : administrative chore, clinical responsibility, or opportunity for audit and clinical research ? J Child Orthop.* 8: 203-213.

Niveau I : Le niveau I regroupe les enfants qui marchent sans limitation motrice, mais qui ont de la difficulté avec les activités motrices complexes.

Niveau II : Le niveau II regroupe les enfants qui marchent avec des limitations et qui marchent dans leur communauté avec difficulté.

Niveau III : Le niveau III regroupe les enfants marchant avec des aides techniques et qui ont de la difficulté à circuler à l'extérieur et dans leur communauté. Ils peuvent utiliser des fauteuils roulants pour se déplacer.

Niveau IV : Le niveau IV regroupe les enfants qui ont de la difficulté à se déplacer par eux-mêmes. Les enfants ont besoin de l'aide d'un adulte pour se mouvoir ou ils utilisent un fauteuil roulant électrique.

Niveau V : Le niveau V regroupe les enfants pour qui leur indépendance à la mobilité est sévèrement compromise malgré l'utilisation d'aides techniques.

Toujours selon le Registre québécois de la paralysie cérébrale, 45 % des cas de PC se classent dans le niveau I de l'échelle GMFCS tandis que 15 % se retrouvent dans le niveau V. Selon leur habileté locomotrice, une grande majorité (70 %) des enfants sont ambulants avec ou sans aide technique ce qui correspond au niveau I à III (Oskoui *et al.*, 2013). Puisque l'atteinte bilatérale représente 57 % de la PC de type spastique (Shevell *et al.*, 2013), on peut donc s'attendre que la majorité des enfants correspondant au niveau I à III de l'échelle GMFCS aient une atteinte bilatérale.

Mes études doctorales se sont intéressées aux enfants avec une PC de type spastique bilatérale en incluant des enfants avec un faible niveau fonctionnel (GMFCS III à IV). Cette population regroupe la majorité des enfants présentant des troubles de la marche mettant en jeu leur autonomie. C'est également chez cette population que les interventions médicales sont le plus pratiquées afin d'améliorer le patron de marche. Il est donc primordial de mieux comprendre la biomécanique de la marche et de mieux définir les paramètres conditionnant les capacités de marche chez cette population afin de guider les traitements et les thérapies prodiguées. Dans la prochaine section, l'évaluation de la fonction motrice globale sera détaillée.

2.1.4 Évaluation de la fonction motrice globale

L'évaluation de la fonction motrice globale chez les enfants avec une PC peut être réalisée en évaluant diverses habiletés motrices et ainsi quantifier, à partir de résultats numériques, la fonction motrice globale. L'échelle d'évaluation la plus répandue est le

« *Gross Motor Function Measure* » (GMFM), développée en 1989 par une équipe de chercheurs canadiens (D. J. Russell *et al.*, 1989).

2.1.4.1 « *Gross Motor Function Measure* »

Cette mesure permet d'évaluer la fonction motrice globale par 88 ou 66 tâches motrices en évaluant ce que l'enfant peut réaliser dans un environnement contrôlé et standardisé (D. J. Russell *et al.*, 1989, 2000, 2002). Les tâches motrices ont été sélectionnées sur la base de l'expérience de cliniciens et d'une revue de la littérature (D. J. Russell *et al.*, 1989). Ces tâches motrices sont divisées en catégories d'habiletés motrices, par exemple les mouvements se réalisant en position couchée sont regroupés sous une seule et même catégorie. Ainsi, cinq catégories ont été définies pour représenter les habiletés motrices globales. On retrouve la catégorie (1) en position couchée ; (2) à genou ou à quatre pattes ; (3) assis ; (4) debout et (5) à la marche et la course. Les tâches sont notées entre 0 et 3 selon les observations de l'évaluateur : 0 : ne peut pas réaliser le mouvement ; 1 : amorce le mouvement (< 10 % de la tâche) ; 2 : accomplis partiellement la tâche (entre 10 % et 99 % de la tâche) ; 3 : accomplis la tâche. De cette façon, un résultat pour chaque catégorie peut être calculé en normalisant la note observée par la note totale de la catégorie. Puis, un résultat global peut être calculé en moyennant les notes de toutes les catégories.

Cette échelle d'évaluation a été validée pour les enfants avec une PC âgés entre 5 mois et 16 ans (D. J. Russell *et al.*, 1989, 2000). Afin de compléter l'évaluation, entre 45 et 60 minutes sont requises. Toutes les tâches motrices de l'échelle d'évaluation peuvent être accomplies par un enfant de 5 ans ayant un développement typique. Ainsi, cette échelle d'évaluation permet d'évaluer la fonction motrice globale lorsqu'il y a un retard dans le développement de la fonction motrice.

Fréquemment utilisée en clinique et en recherche pour quantifier le changement dans la fonction motrice globale, cette mesure a démontré une bonne reproductibilité chez des enfants avec une PC (D. J. Russell *et al.*, 2000). En revanche, cette mesure est

grandement affectée par l'âge, la sévérité de l'atteinte et le type de PC. En effet, lorsque l'on veut quantifier l'effet d'une thérapie à l'aide du GMFM avant et après l'intervention, le résultat n'est pas relatif à l'âge, la sévérité ou le type d'atteinte de l'enfant. Pour répondre à cette limite, des courbes percentiles et des courbes d'évolution naturelle attendue ont été développées (Hanna *et al.*, 2008, 2009 ; Marois *et al.*, 2016).

2.1.4.2 Évolution de la fonction motrice globale

Afin de mieux considérer l'interaction entre la fonction motrice, l'âge, la sévérité et le type d'atteinte de la PC, des courbes percentiles correspondants à chaque niveau GMFCS ont été développés. Pour ce faire, un grand nombre d'enfants avec une PC ont été stratifiés selon leur âge, la sévérité de leur atteinte, leur niveau GMFCS, ainsi que par leur résultat du GMFM-66 (Hanna *et al.*, 2008, 2009). (Figure 2.4). Ainsi, lorsqu'un enfant est associé à un niveau GMFCS, la courbe d'évolution de la fonction motrice démontre l'évolution moyenne du résultat du GMFM-66 en fonction de l'âge, et ce jusqu'à 12 ans. De cette manière, ces courbes permettent de mieux comparer l'évolution de l'enfant par rapport à l'ensemble de la population avec une PC.

Les enfants en bas âge ont une évolution de leur fonction motrice globale plus importante que les enfants s'approchant de l'adolescence. Puis, l'évolution d'un enfant de niveau GMFCS I et II sera plus importante et se produira sur une plus grande période de vie que les autres niveaux GMFCS (Rosenbaum *et al.*, 2002). Ainsi, les courbes percentiles permettent au thérapeute de visualiser les capacités d'un enfant dans le contexte du développement usuel d'enfants avec une PC ayant le même niveau fonctionnel (Hanna *et al.*, 2008). Cependant, cette méthode comporte une limite importante lorsque l'on souhaite quantifier l'effet d'une intervention et que l'on ne dispose pas d'un groupe témoin. En effet, lorsque l'on compare deux résultats GMFM pris à deux instants différents, la différence des notes sera attribuable à la fois à

l'évolution naturelle attendue et à l'effet de l'intervention. Il est alors important de différencier les deux afin de connaître l'impact réel de l'intervention.

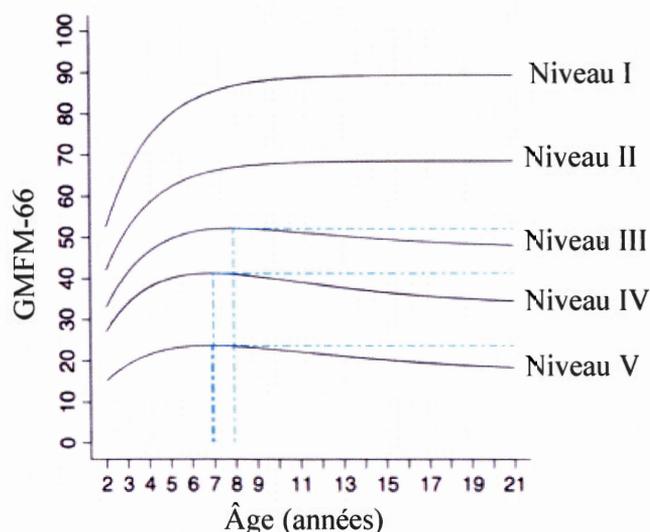


Figure 2.4 Prédiction du résultat de l'évaluation « Gross Motor Function Measure » (GMFM-66) en fonction de l'âge et du niveau « Gross Motor Function Classification System ».

D'après Hanna et al. (2009) Stability and decline in gross motor function among children and youth with cerebral palsy aged 2 to 21 years. *Dev Med Child Neurol.* 51(4): 295-302.

Pour répondre à cette limite, un outil de calcul pouvant quantifier l'évolution naturelle d'un enfant avec une PC, selon le résultat du GMFM, a été validé (Marois *et al.*, 2016). Dans un premier temps, en utilisant les courbes développées par Rosenbaum et al (2002) comme un groupe contrôle historique (Rosenbaum *et al.*, 2002), cet outil permet de quantifier l'évolution naturelle attendue selon le résultat du GMFM (Figure 2.5), l'âge de l'enfant et la période d'observation. Puis, dans un deuxième temps, en ayant le résultat du GMFM avant et après une intervention, il est possible de quantifier la différence du résultat du GMFM par rapport à l'évolution naturelle attendue. Cet outil de calcul se nomme le « *GMFM-Evolution Ratio* » et se définit par le ratio entre la

différence des résultats du GMFM et l'évolution naturelle attendue (Marois *et al.*, 2016).

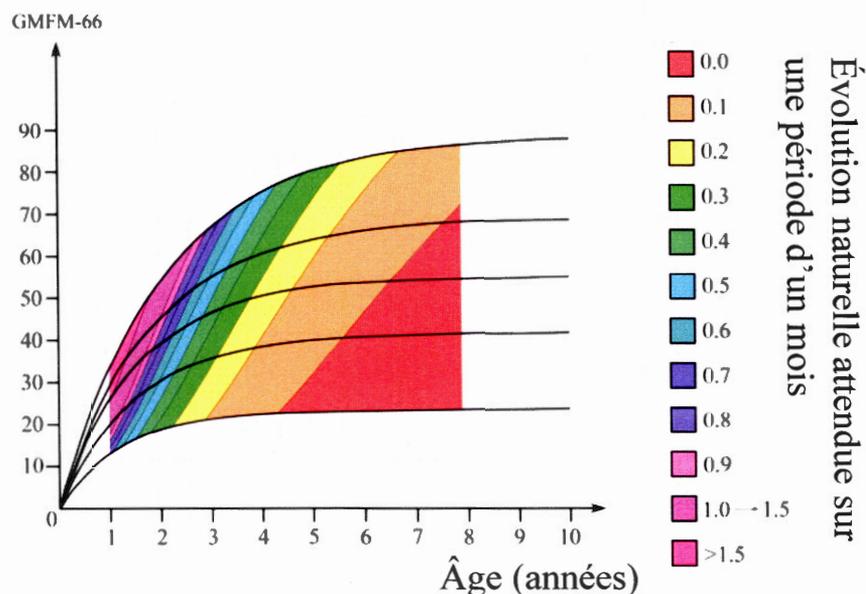


Figure 2.5 Évolution naturelle attendue en fonction du résultat de l'évaluation « Gross Motor Function Measure » (GMFM-66) et l'âge de l'enfant avec une paralysie cérébrale.

D'après Marois *et al.* (2016) Gross Motor Function Measure Evolution Ratio : Use as a Control for Natural Progression in Cerebral Palsy. *Arch Med Phys Rehabil.* 97 (5): 807-814.

Bien que les enfants et adolescents avec une PC puissent être classifiés selon leur niveau fonctionnel global et que ce soit une mesure effective pour évaluer l'évolution et le changement, ces échelles d'évaluations et de classifications sont générales. Il reste primordial d'observer, de mesurer et d'évaluer de manière plus spécifique les déficits moteurs. En effet, les limitations fonctionnelles sont la conséquence de plusieurs déficits, telles que le manque de force, le niveau de spasticité ou encore des contractures musculaires. Les conséquences de la lésion cérébrale seront détaillées dans la section suivante.

2.1.5 Conséquences de la lésion cérébrale

Pour un meilleur portrait et une compréhension approfondie des troubles du mouvement en lien avec la PC, la section suivante se divise en deux grandes parties, à savoir les troubles primaires et les troubles secondaires. Les troubles primaires sont définis comme des déficits faisant suite à lésion cérébrale et donc, découlent directement de l'atteinte cérébrale. Les troubles secondaires ne sont pas directement liés à la lésion cérébrale, mais ils sont plutôt une résultante à long terme des troubles primaires et notamment de l'interaction entre les troubles primaires et la croissance osseuse et musculaire de l'enfant.

2.1.5.1 Troubles primaires

L'atteinte motrice chez les individus avec une PC de type spastique est caractérisée par une lésion au niveau des motoneurons supérieurs. L'inhibition des circuits corticaux causée par l'atteinte du motoneurone supérieur peut entraîner de la spasticité (Amiel-Tison, 2005). D'autre part, l'absence totale ou partielle des mécanismes de contrôle sensorimoteur peut mener à une faiblesse musculaire et une coordination inefficace des mouvements pouvant causer des troubles de l'équilibre et de la marche (Gage *et al.*, 2009). Dans les prochains paragraphes, la cause, les conséquences sur la fonction et l'évaluation de la spasticité, de la faiblesse musculaire et du contrôle postural seront détaillées.

2.1.5.1.1 Spasticité

De tous les troubles du tonus musculaire chez les enfants avec une PC, la spasticité est le trouble le plus répandu (Shevell *et al.*, 2013). La spasticité est liée à une lésion au niveau du motoneurone supérieur relevant du faisceau cortico-spinal. Elle est caractérisée par une augmentation du réflexe d'étirement dépendant de la vitesse d'allongement du muscle (Lance, 1980).

2.1.5.1.1.1 Mécanisme de la production de spasticité

L'hyperexcitabilité du réflexe d'étirement est due à des modifications des influx inhibiteurs des structures supra-spinales sur le motoneurone alpha (Figure 2.6). Lorsque le muscle s'étire, un influx sensitif est envoyé dans la boucle réflexe, et entrainera une contraction de ce même muscle. Dans le cadre d'un geste volontaire chez un individu ayant un développement typique, l'ensemble des structures supérieures tempère l'action de l'arc réflexe par une inhibition du réflexe ou une modulation de la réponse. Lorsque'il y a présence de spasticité, il y a un déficit dans la modulation ou l'inhibition de la réponse réflexe augmentant ainsi l'excitabilité du motoneurone alpha. La spasticité peut être présente au niveau des muscles impliqués dans la motricité volontaire, mais également au niveau des muscles posturaux. À titre indicatif, la spasticité touche de manière plus sévère les muscles biarticulaires tels que le droit fémoral, l'ischiojambier et le gastrocnémien.

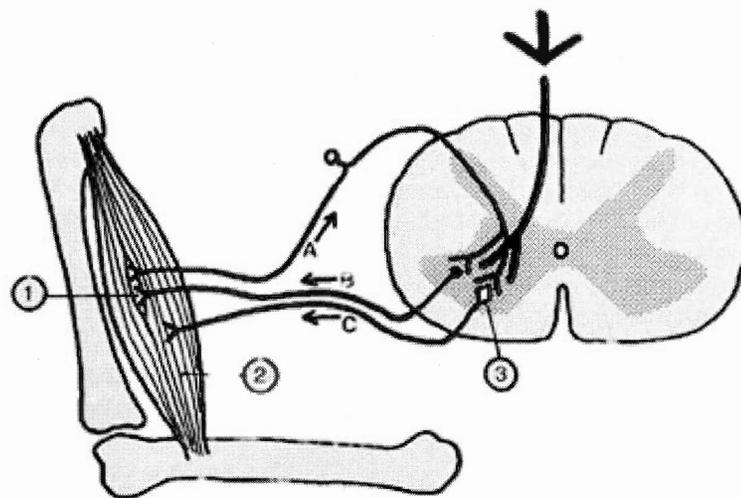


Figure 2.6 L'arc réflexe du motoneurone alpha

Le fuseau neuromusculaire (1) est innervé par les voies afférentes (A) et efférentes (B). Les structures du centre supérieur tempèrent l'action de l'axe réflexe par le motoneurone alpha (3) et par une voie efférente (C) reliant un ensemble de fibres musculaires (2). D'après Amiel-Tison (2005). L'infirmité motrice d'origine cérébrale. Édition Masson.

2.1.5.1.1.2 Effet sur la fonction

La spasticité peut interférer de différentes manières avec la fonction motrice chez un enfant avec une PC. Tout d'abord, la spasticité peut agir comme un frein lors de l'exécution d'un mouvement volontaire. Elle peut entraîner la contraction de l'antagoniste en même temps que la contraction de l'agoniste lors de la réalisation d'un mouvement et ainsi provoquer des co-contractions non souhaitables d'un point de vue fonctionnel (Gage *et al.*, 2009). De cette manière, la spasticité affecte la production de force du muscle agoniste, la précision et la fluidité du mouvement et augmente la dépense énergétique associée au mouvement.

En raison des conséquences de la spasticité sur la fonction motrice, ce trouble est fréquemment traité par des traitements pharmacologiques ou des neurochirurgies. Le traitement de la spasticité a pour objectif d'augmenter la mobilité et la qualité de vie de l'individu (Albert et Yelnik, 2003). En revanche, dans les cas où l'individu est moins fonctionnel, une diminution de la spasticité n'est pas toujours souhaitable. En effet, il a été rapporté que les individus aux faibles capacités motrices peuvent s'aider de la spasticité des muscles posturaux afin de maintenir une position debout (Ben Smaïl *et al.*, 2003).

2.1.5.1.1.3 Évaluation de la spasticité

Dans le but d'évaluer la présence et de quantifier la sévérité de la spasticité, plusieurs échelles cliniques ont été développées. Principalement, l'évaluation de la spasticité en milieu clinique se résume à une mobilisation passive des segments dans une position standardisée, puis à une cotation de la résistance perçue sur une échelle ordinale. Dans les prochains paragraphes, j'aborderai les méthodes d'évaluation les plus courantes, c'est-à-dire l'échelle d'évaluation d'Ashworth, l'échelle d'évaluation de Tardieu et le test du pendule.

2.1.5.1.1.3.1 L'échelle d'Ashworth

L'échelle d'évaluation d'Ashworth est une échelle ordinale où l'évaluateur doit mobiliser un segment à grande vitesse et coter, sur une échelle de 5 niveaux, la sévérité de la spasticité ressentie selon la résistance au mouvement (Tableau 2.1) (Ashworth, 1964 ; Bohannon et Smith, 1987) . Bien que cette échelle soit couramment utilisée, elle présente des limites importantes. Tout d'abord, l'évaluation de la spasticité par l'échelle d'Ashworth est effectuée à une seule vitesse. Étant donné que la spasticité est dépendante de la vitesse, l'évaluation de ce trouble par une seule vitesse de mobilisation ne permet pas de quantifier précisément la spasticité. D'autre part, une certaine subjectivité est présente lors de la cotation de la résistance perçue par l'évaluateur. Dans sa version originale, l'échelle d'Ashworth comportait 5 niveaux. Pour améliorer la précision de cette échelle, l'échelle d'Ashworth modifiée a été proposée en ajoutant un niveau (Tableau 2.1) (Bohannon et Smith, 1987). Bien que la version modifiée augmente la sensibilité de l'échelle, sa reproductibilité inter- et intra-évaluateur est grandement discutée en raison de la subjectivité de l'évaluateur lors de la cotation et le manque de reproductibilité dans la vitesse de mobilisation (Fleuren *et al.*, 2010). Cependant, la limite la plus importante de cette mesure est la non- considération des contractures musculaires. La présence de contracture musculaire, limitant l'amplitude de mouvement, peut interférer avec la réalisation de l'évaluation (Fleuren *et al.*, 2010). En effet, l'évaluateur qui ressent une résistance lors de l'exécution du mouvement n'est pas en mesure de statuer si la résistance perçue est due à de la spasticité ou à des contractures musculaires.

Tableau 2.1 Description de l'échelle d'Ashworth et de l'échelle d'Ashworth modifiée

L'échelle d'Ashworth	
Cote	Description
0	Pas d'augmentation du tonus musculaire
1	Légère augmentation du tonus musculaire qui se manifeste par un arc douloureux lorsque le segment touché est déplacé en flexion ou en extension.
2	Augmentation plus marquée du tonus musculaire, mais le segment touché peut être déplacé avec facilité à travers la totalité de l'amplitude articulaire.
3	Augmentation considérable du tonus musculaire, le mouvement passif est difficile et l'amplitude articulaire est réduite.
4	Le segment touché est rigide en flexion ou en extension.

L'échelle d'Ashworth modifiée	
Cote	Description
0	Pas d'augmentation du tonus musculaire.
1	Légère augmentation du tonus musculaire qui se manifeste par un arc douloureux suivi d'un relâchement ou par une résistance minimale à la fin de l'amplitude articulaire lorsque le segment touché est déplacé en flexion ou en extension.
+1	Légère augmentation du tonus musculaire qui se manifeste par un arc douloureux suivi d'une résistance minimale à travers le reste (moins que la moitié) de l'amplitude articulaire.
2	Augmentation plus marquée du tonus musculaire à travers la presque totalité de l'amplitude articulaire, mais le segment touché peut être déplacé avec facilité.
3	Augmentation considérable du tonus musculaire, le mouvement passif est difficile.
4	Le segment touché est rigide en flexion ou en extension.

2.1.5.1.1.3.2 L'échelle de Tardieu

Pour répondre à cette limite importante, il a été démontré qu'il est préférable d'utiliser l'échelle d'évaluation de la spasticité de Tardieu (Fosang *et al.*, 2003). La principale différence entre les deux échelles d'évaluation est qu'il est demandé, dans l'échelle de Tardieu, de mobiliser les segments à deux vitesses différentes soit une vitesse basse et une vitesse élevée (Morris et Williams, 2018). La première vitesse est décrite comme une vitesse aussi lente que possible. La deuxième vitesse est aussi rapide que possible et doit être supérieure à la vitesse de chute du segment suivant la gravité (Gracies *et al.*, 2010). Ainsi, la vitesse basse se retrouve en dessous du seuil d'activation de la boucle réflexe et permet d'évaluer l'amplitude articulaire. Puis, lors de mobilisation à haute vitesse, s'il y a présence de spasticité, le mouvement rencontrera une résistance à un certain angle du mouvement.

Une autre particularité de l'échelle d'évaluation de Tardieu est que l'évaluateur doit prendre en note l'angle, à l'aide d'un goniomètre, auquel il a rencontré de la résistance au mouvement (Gracies *et al.*, 2010). En absence de spasticité, l'angle provoquant une résistance au mouvement à haute vitesse sera le même que l'angle du mouvement lors de l'étirement lent, c'est-à-dire à vitesse basse. Ainsi, une différence d'angle entre la mobilisation à basse et à haute vitesse mène à la conclusion qu'il y a présence de spasticité. En effet, plus la différence est grande entre les angles rapportés lors de la mobilisation à basse et à haute vitesse, plus la spasticité est importante.

Les résultats de l'évaluation de la spasticité par l'échelle de Tardieu sont une cotation sur une échelle ordinale afin d'évaluer la sévérité de la spasticité et une valeur d'angle définie par la différence d'amplitude de mouvement entre les deux vitesses (Tableau 2.2). Bien que la cotation de la sévérité de la spasticité soit réalisée sur une échelle ordinale, la reproductibilité intra- et inter- évaluateur se situe entre adéquate et excellente dépendamment des groupes musculaires testés (Fosang *et al.*, 2003 ; Gracies *et al.*, 2010).

Tableau 2.2 Description de l'échelle de Tardieu modifiée

L'échelle de Tardieu modifiée	
Vitesse de la mobilisation	
Vitesse 1	Vitesse aussi lente que possible
Vitesse 2	Vitesse aussi rapide que possible
La vitesse 1 mesure l'amplitude de mouvement passive	
La vitesse 2 sert à quantifier la spasticité	
Réaction du muscle	
Cote	Description
0	Pas de résistance tout au long du mouvement passif
1	Faible résistance pendant le mouvement passif sans arrêt net à un angle précis
2	Arrêt net interrompant le mouvement passif à un angle précis, suivant par un relâchement
3	Contraction épuisable (moins de 10 secondes lorsque l'on maintient l'éirement) survenant à un angle précis
4	Contraction inépuisable (plus de 10 secondes lorsque l'on maintient l'éirement) survenant à un angle précis
5	Articulation fixée
X	Angle de résistance rencontrée lors de la mobilisation à V1
Y	Différence d'angle de résistance rencontrée entre la mobilisation à V1 et V2

Toutefois, la mesure de la spasticité des fléchisseurs plantaires, c'est-à-dire des gastrocnémiens et du soléaire, a une reproductibilité faible (Fosang *et al.*, 2003). Ainsi, l'échelle d'évaluation de Tardieu est plutôt une évaluation qualitative que quantitative de la spasticité (Fowler *et al.*, 2000). En effet, puisque la spasticité est vitesse dépendante, il se peut que la sévérité de la spasticité soit modifiée selon la vitesse plutôt que selon un certain angle. Ainsi, mesurer la vitesse du mouvement serait plus précis pour quantifier la sévérité de la spasticité.

2.1.5.1.1.3.3 Le test du pendule

Le test du pendule est un test objectif et quantitatif qui mesure la spasticité en utilisant la gravité pour engendrer le déplacement de la jambe et provoquer un étirement musculaire durant son balancement passif (Fowler *et al.*, 2000). Cependant, le test du pendule se limite à l'évaluation de la spasticité du groupe musculaire responsable de l'extension du genou. Le test est réalisé en position assise ou semi-allongée en ayant les jambes pendantes. L'évaluateur doit lever la jambe afin d'atteindre l'extension maximale du genou. Puis, l'évaluateur laisse tomber la jambe sous l'effet de la gravité alors qu'il est demandé au patient d'être le plus décontracté possible (Figure 2.7). Chez des individus avec un développement typique, le patron de balancement de la jambe a été décrit comme étant régulier, se rapprochant du mouvement d'une pendule, c'est-à-dire suivant des oscillations harmoniques amorties. Des irrégularités dans le mouvement du balancement de la jambe, une diminution du nombre d'oscillations, et une diminution de l'amplitude des oscillations ont été observés lorsqu'il y a présence de spasticité (Fowler *et al.*, 2000).

Contrairement aux échelles d'évaluation cliniques, le test du pendule requiert plus de matériel pour compléter l'évaluation. Ainsi, à l'aide de système d'électromyographie, d'un goniomètre ou encore d'une vidéo, il est possible de mesurer la variable qui démontre la présence et la sévérité de la spasticité, à savoir l'évolution de l'angle au genou (Bajd et Vodovnik, 1984). La vitesse maximale de flexion de la jambe est l'un des critères les plus utilisés pour quantifier le niveau de spasticité (Nordmark et

Anderson, 2002). Il est à noter qu'une bonne reproductibilité de ce test a été rapportée chez des enfants avec une PC (Fowler *et al.*, 2000).

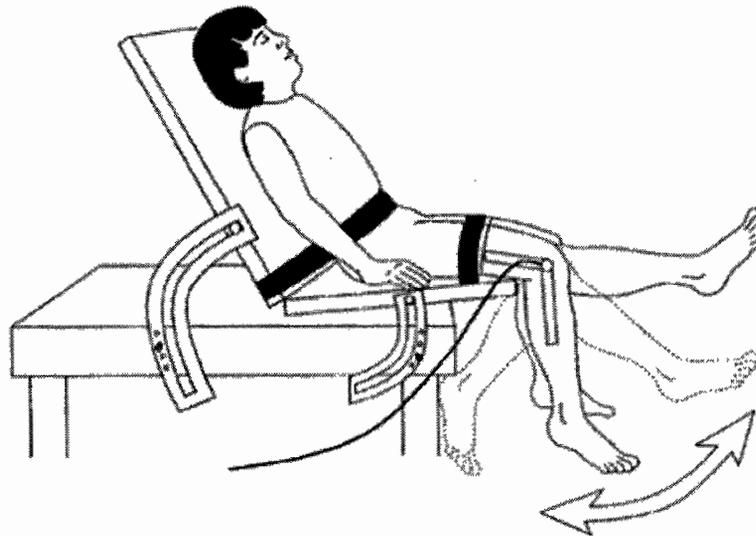


Figure 2.7 Exemple de placement d'un participant et d'un goniomètre pour la réalisation du test du pendule.

D'après Fowler *et al.* (2000) Sensitivity of the pendulum test for assessing spasticity in persons with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 42(3):182-189.

Toutefois, l'échelle d'évaluation d'Ashworth et Tardieu, ainsi que le test du pendule, mesurent le niveau de spasticité musculaire dans des conditions standardisées en position allongée ou semi-allongée. Ils ne permettent pas d'anticiper l'impact de la spasticité sur une tâche fonctionnelle. L'analyse quantifiée de la marche, notamment par la mesure de l'activité musculaire par électromyographie, permet de mettre de l'avant l'expression de la spasticité musculaire durant la marche. Cette évaluation sera abordée dans la section portant sur l'électromyographie (section 2.2.4).

2.1.5.1.2 Force musculaire

La faiblesse musculaire présente chez les enfants avec une PC résulte dans un premier temps d'un déficit neurologique (Moreau *et al.*, 2012 ; Rose et McGill, 2005 ; S. K. Stackhouse *et al.*, 2005), auquel s'ajoutent des adaptations dans la structure du muscle (Castle *et al.*, 1979 ; Ito *et al.*, 1996 ; Rose *et al.*, 1994). Afin de mieux comprendre les mécanismes entraînant la faiblesse musculaire chez les enfants avec une PC, les mécanismes de production de la force chez l'individu ayant un développement typique seront détaillés dans le prochain paragraphe. Par la suite, les déficits présents chez les enfants avec une PC seront présentés.

2.1.5.1.2.1 Mécanismes de production de la force

La structure fondamentale pour la production de force est le sarcomère. Le sarcomère produit une force par l'interaction entre deux protéines, l'actine et la myosine. Les sarcomères se retrouvent en séries pour former des myofibrilles. Un groupe de myofibrilles forme une fibre musculaire. Les fibres musculaires sont jointes en groupe pour former un faisceau musculaire. À chaque incrément de taille des structures, des tissus conjonctifs entourent les structures du muscle. L'endomysium entoure les fibres musculaires individuellement, le périmysium entoure les faisceaux musculaires et l'épimysium entoure le muscle complet (McArdle *et al.*, 2001). Dans le cas de pathologies touchant le muscle, la composition et la disposition de ces structures peuvent varier (Rose *et al.*, 1994).

La contraction d'un muscle squelettique est déclenchée par les motoneurones de la moelle épinière et du tronc cérébral, appelés motoneurones alpha. Chaque motoneurone innerve un certain nombre de fibres musculaires d'un muscle particulier. Le motoneurone et les fibres qu'il innerve constituent l'unité motrice. L'unité motrice est la plus petite structure pouvant être activée pour produire un mouvement. En effet, un potentiel d'action suffit pour décharger toutes les fibres musculaires innervées par le motoneurone. Lors d'une contraction musculaire, la régulation de la force est obtenue par (1) un nombre plus ou moins grand d'unités motrices, ce que l'on nomme

le recrutement spatial, et (2) une modulation de la fréquence de décharge du motoneurone, c'est-à-dire le recrutement temporel (Augustine *et al.*, 2015 ; McArdle *et al.*, 2001).

2.1.5.1.2.1.1 Recrutement spatial

Le recrutement spatial est lié à la taille des unités motrices et a été détaillé par Henneman (1957). En effet, selon le type de fibre musculaire (I, IIa ou IIb) (Tableau 2.3), la taille de l'unité motrice correspondante varie (McArdle *et al.*, 2001). L'augmentation graduelle de la tension résulte du recrutement des unités motrices selon un ordre fixe qui dépend de leur taille (Henneman, 1957). En effet, les petites unités motrices, ayant un seuil d'activation bas, seront recrutées en premier. Puis les unités motrices plus grosses et ayant un seuil d'activation plus haut seront recrutées pour augmenter la production de force. Ainsi, ce sont principalement les unités motrices lentes qui seront activées dans les muscles posturaux lors de la position debout. Par contre, lors d'un saut, un plus grand nombre d'unités motrices seront activées et par le fait même, les unités motrices rapides et fatigables seront recrutées.

Tableau 2.3 Résumé des caractéristiques des différents types de fibre musculaire.

Caractéristiques	Type de fibre musculaire		
	I	IIa	IIb
Activité électrique	Basse fréquence		Haute fréquence
Diamètre de la fibre	Petit	Intermédiaire	Grand
Capacité oxydative	Élevée	Modérée à élevée	Faible
Vitesse de contraction	Lente	Rapide	Rapide
Vitesse de relaxation	Lente	Rapide	Rapide
Fatigabilité	Faible	Modérée à élevée	Élevée
Capacité de force	Faible	Intermédiaire	Élevée

2.1.5.1.2.1.2 Recrutement temporel

Le recrutement temporel contribue à la régulation de la tension musculaire par la modulation de la fréquence de décharge des unités motrices (Augustine *et al.*, 2015). En effet, l'augmentation de la force peut être induite par une augmentation de la fréquence de décharge des potentiels d'action. Ainsi, les fibres musculaires se contractent sous l'effet d'un nouveau potentiel d'action avant de s'être complètement relâché ce qui provoque un accroissement de la tension des fibres musculaires par la sommation des contractions musculaires successives. Ce phénomène permet d'aller chercher les derniers pourcentages de force permettant d'atteindre une force maximale. Par exemple, les unités motrices du biceps brachial seront recrutées en totalité à environ 85 % de sa force maximale. Les 15 derniers pourcentages seront obtenus par l'augmentation de la fréquence de décharge.

Ainsi, un déficit au niveau du recrutement des unités motrices peut engendrer un déficit de la production de force. Les causes connues de la faiblesse musculaire chez les enfants avec une PC seront discutées dans la prochaine section.

2.1.5.1.2.2 La production de force chez l'enfant avec une paralysie cérébrale

D'un point de vue neurophysiologique, il a été démontré que les enfants avec une PC spastique n'activent pas la totalité de leurs ressources musculaires lors d'une contraction maximale volontaire (Rose et McGill, 2005 ; S. K. Stackhouse *et al.*, 2005). Ce déficit neurologique serait causé par une lésion des voies cortico-spinales excitatrices ce qui mènerait à une activation incomplète du muscle dû à un recrutement partiel des unités motrices. Cependant, le nombre d'unités motrices recrutées augmente selon l'activation neuromusculaire (Rose et McGill, 2005). Cette relation, aussi présente chez les enfants ayant un développement typique, suggère que les enfants avec une PC spastique sont incapables de recruter l'ensemble de leurs unités motrices disponible, ce qui expliquerait en partie leur faiblesse musculaire. D'autre part, une altération de la fréquence de décharge des unités motrices des muscles spastiques a été observée (Scrutton *et al.*, 2004) contribuant aussi à la réduction de la force produite.

Certaines études mettent également en lumière l'effet des co-contractions musculaires sur la force maximale générée (Elder *et al.*, 2003 ; S. K. Stackhouse *et al.*, 2005). La contraction du muscle antagoniste lors d'un mouvement généré par le muscle agoniste réduit la quantité de force produite (Elder *et al.*, 2003). Cette co-contraction est présente chez l'enfant avec une PC lorsque le mécanisme d'inhibition de l'antagoniste lors du mouvement est déficitaire, c'est-à-dire lorsqu'il y a présence de spasticité dans le muscle antagoniste. De plus, l'ordre de recrutement musculaire lors d'un mouvement, à savoir la synergie musculaire, est déficitaire chez les enfants avec une PC (Tedroff *et al.*, 2006). Il est fréquent d'observer d'abord une contraction musculaire dans les muscles adjacents au muscle primaire, et ce principalement lorsque le muscle primaire est un muscle distant (Tedroff *et al.*, 2006).

2.1.5.1.2.2.1 Déficit de la structure du muscle chez l'enfant avec une paralysie cérébrale

Bien que les déficits de la structure du muscle chez l'enfant avec une PC ne découlent pas directement de la lésion cérébrale, mais plutôt d'une adaptation à long terme induite par des tensions musculaires excessives, ces déficits structurels seront détaillés dans le prochain paragraphe, car ils représentent un facteur important de la perte de force.

Au niveau de la structure musculaire, chez l'enfant avec une PC spastique, Lampe *et al.*, (2006) ont rapporté un volume musculaire réduit (Lampe *et al.*, 2006), traduisant un muscle plus court et une section anatomique plus petite. Plus précisément, cela se traduit par une réduction du fascia et des sarcomères (Mathewson et Lieber, 2015 ; Rose *et al.*, 1994). D'autre part, une altération de la chaîne de myosine, la protéine contractile qui détermine le type de fibre musculaire, a été rapportée chez les enfants avec une PC (Mathewson et Lieber, 2015 ; Rose *et al.*, 1994). Cependant, le sens de l'altération, à savoir l'augmentation ou la réduction des fibres de type I ou de type II, varie selon les muscles étudiés et les outils de mesures utilisés (Mathewson et Lieber, 2015). De plus, une augmentation anormale de la quantité de tissu conjonctif dans le muscle, c'est-à-dire une fibrose, est observée chez les enfants avec une PC spastique

(Rose *et al.*, 1994). On remarque également une augmentation de gras intramusculaire (Castle *et al.*, 1979 ; Ito *et al.*, 1996). Il a été démontré que ces modifications structurelles entraînent à leur tour une perte de force (Rose *et al.*, 1994). D'un point de vue plus fondamental, des recherches sont requises afin de mieux comprendre l'impact direct de la PC sur les structures musculaires et les causes de ces altérations structurelles.

2.1.5.1.2.3 Effet sur la fonction

La faiblesse musculaire observée chez les enfants avec une PC est présente sur l'ensemble des groupes musculaire comparativement aux enfants ayant un développement typique (Eek *et al.*, 2006 ; Thompson *et al.*, 2011). Depuis la dernière décennie, une attention grandissante est portée sur la relation entre la force musculaire et la fonction motrice. En effet, il est de plus en plus rapporté que la force musculaire a un impact déterminant sur les habiletés motrices des enfants avec une PC (Dallmeijer *et al.*, 2017 ; Eek *et al.*, 2008 ; Ferland *et al.*, 2012 ; Ross et Engsberg, 2007 ; Thompson *et al.*, 2011). La force musculaire explique entre 7 et 43 % des capacités ambulatoires chez les enfants avec une PC (Dallmeijer *et al.*, 2017 ; Ferland *et al.*, 2012). Plus précisément, la force musculaire explique 21 % de la vitesse de marche confortable chez des enfants avec une PC comparativement à une absence de relation chez les enfants ayant un développement typique (Dallmeijer *et al.*, 2017). Cette différence souligne l'impact significatif de la force musculaire chez les enfants avec une PC pour effectuer et maintenir les déplacements de la vie quotidienne. D'autre part, il a été démontré que la force musculaire explique en partie la fonction motrice globale mesurée par le GMFM (Eek *et al.*, 2008 ; Ross et Engsberg, 2007). En effet, une plus petite force musculaire est associée à un plus faible niveau fonctionnel quantifié selon l'échelle GMFCS (Thompson *et al.*, 2011). Cependant, les études actuelles ne permettent pas de mettre de l'avant un groupe musculaire dominant lors de la marche chez l'enfant avec une PC. En effet, les relations entre les capacités de la marche et la force musculaire des principaux groupes musculaires sollicités lors de la marche sont semblables (Ballaz *et al.*, 2010 ; Dallmeijer *et al.*, 2017 ; Ferland *et al.*, 2012).

L'utilisation spécifique de certains groupes musculaires à différents instants du cycle de marche pourrait en partie expliquer ces résultats, par exemple l'utilisation des extenseurs du genou durant la phase de mise en charge afin de contrôler la flexion du genou et des fléchisseurs plantaires lors de la poussée du pied (Winter, 2009). De plus, chez l'enfant et l'adolescent avec une PC on remarque que la faiblesse musculaire présente dans l'ensemble des groupes musculaire varie en fonction du niveau fonctionnel plutôt que par le muscle en question (Figure 2.8) (Eek et Beckung, 2008). Ainsi, ces résultats pourraient expliquer en partie les multiples corrélations mises de l'avant dans la littérature entre la force et les capacités de marche.

Chez les enfants avec une PC, il a été démontré que la force musculaire est associée à la cadence et la longueur du pas (Ross et Engsberg, 2007), les deux variables définissant la vitesse de marche. Puis, différents paramètres clés de la marche sont en

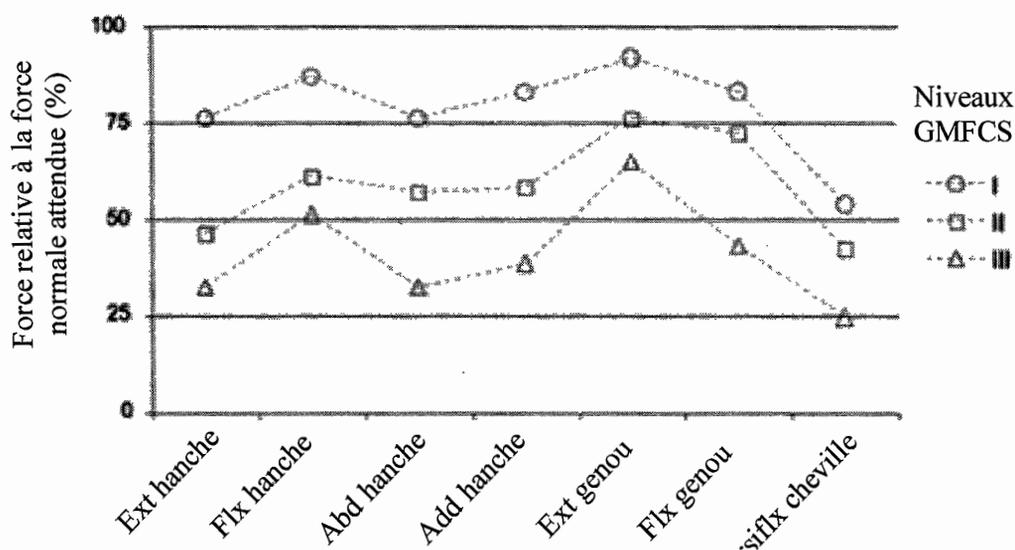


Figure 2.8 Force des différents groupes musculaires en fonction du niveau « Gross Motor Function Classification System ».

La force est présentée en pourcentage relatif à la force attendue chez un enfant avec un développement typique. D'après Eek et Becklung (2008) Walking ability is related to muscle strength in children with cerebral palsy. *Gait Posture*. 28:366-371

relation avec la force musculaire. Tout d'abord, l'angle de flexion du genou et de la cheville lors du contact initial est associé à la force musculaire (Ross et Engsberg, 2007), tout comme la puissance générée à la cheville lors de la poussée du pied (Desloovere *et al.*, 2006). Finalement, il a été démontré que la dépense énergétique à la marche est associée à la force musculaire (Ballaz *et al.*, 2010).

Malgré la présence d'une faiblesse musculaire chez les enfants avec une PC, il a été démontré que la production de force musculaire peut être augmentée par un entraînement en résistance (Damiano *et al.*, 1995). Cependant, certaines études ne démontrent aucune amélioration (Dodd *et al.*, 2003 ; Scholtes *et al.*, 2010) ou peu d'amélioration à la marche ou sur la fonction motrice (Damiano et Abel, 1998 ; Eagleton *et al.*, 2004). Il est suggéré que la planification, le type d'entraînement et le choix des patients entraînés pourraient contribuer à ces résultats contradictoires (Verschuren *et al.*, 2008a).

2.1.5.1.2.4 Évaluation de la force musculaire

La force musculaire est définie comme la capacité d'un muscle ou d'un groupe musculaire de générer une force contre une résistance. En pratique, la force musculaire peut se traduire par l'habileté de générer un moment de force, c'est-à-dire le produit d'une force et d'un bras de levier. L'habileté réelle de générer un moment dépend de la longueur du muscle, de la vitesse de contraction des fibres musculaires, des propriétés structurelles du muscle et du tendon et du trajet du muscle par rapport au centre articulaire. Dans la prochaine section, la mesure de la force musculaire couramment utilisée en clinique, le « *Manual Muscle Test* », la mesure de la force isocinétique et la mesure instrumentée de la force maximale isométrique seront présentés.

2.1.5.1.2.4.1 « *Manual Muscle Test* »

Cette méthode quantifie la force musculaire sur une échelle ordinale de 6 points (Tableau 2.4) (Caruso et Leisman, 2000). La cotation est affinée par l'ajout de signes plus (+) et moins (-). Ces signes sont utilisés quand l'amplitude de mouvement est incomplète ou quand un muscle a plus d'efficacité que la définition ne lui accorde. Afin d'évaluer la force, il est demandé à l'individu de réaliser un mouvement spécifique. L'évaluateur devra résister à ce mouvement et coter la force perçue. Lors de la réalisation du test, la position du corps est standardisée selon le muscle évalué (Hislop et Montgomery, 2007).

Tableau 2.4 Description de la cotation du « *Manual Muscle Test* »

Cote	Description
0	Aucune contraction
1	Une contraction musculaire est palpable sous les doigts, mais aucun mouvement n'est possible.
2	La contraction musculaire permet un mouvement de l'articulation sur toute son amplitude, sans effet majeur de la gravité.
3	Le mouvement est possible dans toute son amplitude et contre la gravité.
4	Le mouvement est possible dans toute son amplitude, contre l'action de la gravité et contre une résistance manuelle intermédiaire.
5	La résistance manuelle est maximale.

Une limite importante de cet outil d'évaluation est que seules les cotations entre 0 et 3 sont considérées objectives chez les enfants avec une PC (Manikowska *et al.*, 2018). Les cotations entre 4 et 5 reposent grandement sur l'habileté de l'évaluateur à sentir la force exercée. Malgré tout, cette mesure de la force est grandement utilisée en clinique et quelques fois en recherche à cause de sa rapidité d'exécution et du fait qu'aucun matériel n'est nécessaire à la réalisation de ce test. C'est une mesure qui est considérée valide et reproductible (Manikowska *et al.*, 2018) mais qui manque de précision dans

la mesure de la force musculaire. D'autre part, l'effet de la taille, du genre et de l'âge du participant sur la force musculaire n'est pas pris en compte dans cette mesure. En somme, cette mesure est avant tout utilisée chez les patients avec de faibles niveaux de force, notamment chez les enfants avec des maladies neuromusculaires.

2.1.5.1.2.4.2 Mesure isocinétique

L'une des mesures les plus précises et standardisées de la force musculaire est la mesure de la force maximale isocinétique (Ayalon *et al.*, 2000). À l'aide d'un appareil contrôlant la vitesse du mouvement, la force maximale est enregistrée dans toute l'amplitude de mouvement de l'articulation évaluée et ce à vitesse constante. Comme la force générée est dépendante de la longueur du muscle, le fait d'évaluer la force musculaire dans toute l'amplitude de mouvement permet d'avoir une appréciation complète de la force maximale. Cependant, la vitesse contrôlée tout au long du mouvement n'est pas représentative des mouvements de la vie quotidienne, c'est-à-dire des mouvements où la vitesse n'est pas constante, tel que l'on retrouve à la marche. De plus, la présence de déformations osseuses, comme c'est le cas chez les enfants et les adolescents avec une PC, peut limiter le placement de l'individu dans l'appareil.

2.1.5.1.2.4.3 Mesure isométrique

La force maximale isométrique est la mesure de la force musculaire lors d'une contraction où le muscle à une longueur constante. L'outil de mesure répandu pour mesure la force musculaire isométrique est le dynamomètre portable. La réalisation de plusieurs essais et un placement rigoureux de l'appareil ont été soulignés comme des facteurs importants pour des mesures valides, précises et reproductibles chez des enfants avec une PC (Crompton *et al.*, 2007). En effet, le placement de l'appareil détermine le bras de levier par rapport au centre articulaire du segment testé. La position de l'individu ainsi que la position de ces segments sont déterminées selon certains protocoles établis (Eek *et al.*, 2006). Cependant, la mesure d'une force isométrique ne reflète pas la force lors d'un mouvement, c'est-à-dire les contractions excentriques et concentriques qui peuvent survenir lors de la marche. Ainsi la mesure

de la force maximale isométrique peut être jugée comme une mesure manquant de spécificité lorsque l'on veut la mettre en relation avec certaines habiletés motrices. Par contre, il s'agit d'une mesure qui requiert peu de matériel, qui est relativement rapide et qui ne repose pas sur la subjectivité de l'évaluateur. De plus, c'est une méthode qui permet de mesurer différents groupes musculaires. En revanche, la mesure de la force musculaire des fléchisseurs plantaires démontre une faible reproductibilité et sensibilité (Crompton *et al.*, 2007 ; Verschuren *et al.*, 2008b).

Bien que plusieurs outils de mesures de la force musculaire soient valides chez cette population, peu de méthodes d'évaluations sont spécifiques à la marche. En effet, la mesure de la force lors d'un mouvement à vitesse contrôlée ou lors de contractions isométriques peut engendrer un biais lorsque l'on s'intéresse à la relation entre la force musculaire et la fonction motrice. Ainsi, la mesure de la force chez cette population représente une limite importante à prendre en considération.

2.1.5.1.3 Contrôle postural

Le contrôle postural est la fonction permettant de contrôler la position du corps dans l'espace, maintenant ainsi l'équilibre et la stabilité (Shumway-Cook et Woollacott, 2007). Il a été démontré que les enfants avec une PC ont un contrôle de la posture non optimal lorsqu'on les compare à des enfants ayant un développement typique. À ce jour, il est connu que les enfants avec une PC ont des déficits au niveau du contrôle postural anticipatoire et réactif (Tomita *et al.*, 2011 ; Woollacott *et al.*, 1998). Les mécanismes du contrôle postural et la méthode d'évaluation la plus courante seront détaillés dans la prochaine section.

2.1.5.1.3.1 Mécanisme du contrôle postural

Le contrôle de la posture repose sur l'organisation sensorielle, la coordination motrice et la biomécanique du corps (Horak *et al.*, 1997). Au niveau de l'organisation sensorielle, les informations visuelles, somato-sensorielles et vestibulaires contribuent au contrôle postural. En effet, la rétroaction des afférences sensorielles permet de

détecter un décalage entre la position souhaitée et la position réelle (Massion, 1994). Au niveau de la coordination motrice, on parle plutôt de synergies musculaires. En effet, les synergies musculaires permettent de définir l'ordre d'activation des muscles afin de produire le mouvement. En d'autres mots, il s'agit de patrons d'activation de plusieurs muscles afin de répondre à une perturbation ou de l'anticiper (Shumway-Cook et Woollacott, 2007). Finalement, l'équilibre du corps est assuré en maintenant la projection verticale du centre de masse dans la base de support (Shumway-Cook et Woollacott, 2007). La base de support est définie par le polygone formé par les deux pieds lorsque l'individu est en position debout. Ainsi, la morphologie et la posture sont des déterminants importants pour le maintien de la projection du centre de masse au sol dans la base de support lorsque survient une perturbation (Horak *et al.*, 1997). Deux modes de contrôle postural permettent d'adapter la posture et de maintenir l'équilibre lors d'une perturbation, le mode de contrôle anticipatoire et réactif.

Le contrôle postural réactif est défini comme l'habileté d'un individu à maintenir son équilibre à la suite d'une perturbation inattendue. Tandis que le contrôle postural anticipatoire est défini comme l'habileté à maintenir son équilibre lors d'une perturbation attendue. Le déficit au niveau du contrôle de l'équilibre et de la posture chez l'enfant avec une PC est dû (1) à une diminution des afférences sensitives, (2) au développement anormal de la tonicité musculaire, (3) à une mauvaise coordination musculaire, (4) à des mécanismes de productions de force musculaire déficitaires et (5) à sa posture, impliquant souvent une base de support réduite (Woollacott et Shumway-Cook, 2005). La perception des stimulus visuels, tactiles, proprioceptifs et vestibulaires est déficitaire chez cette population (Hadders-Algra, 2008). Au niveau musculaire, plusieurs facteurs expliqueraient en partie le contrôle postural réactif inefficace chez les enfants avec une PC. Un délai dans la production de force, une mauvaise synergie musculaire et l'apparition de co-contraction sont les principaux points mis en avant dans la littérature (Woollacott et Shumway-Cook, 2005).

2.1.5.1.3.2 Effet sur la fonction

Un contrôle postural déficitaire limite les habiletés motrices requises dans le maintien de l'équilibre et la réalisation de tâches fonctionnelles telle que la marche (Hsue *et al.*, 2009 ; Woollacott et Shumway-Cook, 2005). Par exemple, l'habileté d'initier et de contrôler des transferts de poids corporel d'une jambe à l'autre est considérée comme un prérequis à la marche (Eng et Chu, 2002). En effet, il a été démontré que les transferts de poids médio-latéraux rapides ne sont pas efficaces chez les enfants avec une PC spastique bilatérale et ainsi, ce déficit expliquerait en partie leur difficulté à initier la marche (C. Stackhouse *et al.*, 2007). D'autre part, il existe une relation entre l'habileté de réaliser des transferts de poids rapide et la vitesse de marche chez les enfants avec une PC (Liao *et al.*, 1997). De plus, cette étude souligne l'importance de travailler le contrôle postural en incluant des habiletés de transférer son poids d'une jambe à l'autre dans les thérapies afin d'améliorer la vitesse de marche.

2.1.5.1.3.3 Évaluation du contrôle postural

La quantification du déplacement du centre de pression (CoP), le point d'application de la force de réaction du sol, est l'une des méthodes les plus couramment utilisées pour quantifier le contrôle postural statique en laboratoire (Schubert et Kirchner, 2014). En effet, les mouvements posturaux qui maintiennent l'équilibre entraînent un déplacement du centre de masse (CoM) et ainsi du CoP dans la base de support. Contrairement aux déplacements du CoM, les déplacements du CoP ne reflètent pas directement les oscillations du corps, bien que le raccourci soit utilisé dans la littérature en condition quasi statique (Diener *et al.*, 1984). Ainsi, plus les oscillations posturales sont importantes ou rapides, plus les déplacements du CoP sont importants et moins le contrôle postural sera considéré comme efficace (Shumway-Cook et Woollacott, 2007). De cette manière, à l'aide d'une plateforme de force, mesurant le déplacement du CoP, il est possible de quantifier le contrôle postural sous différentes conditions. Les différentes conditions permettent d'évaluer l'apport des différents systèmes mis en

jeu dans le contrôle postural (Raymakers *et al.*, 2005). Par exemple, fermer les yeux permet de soustraire l'apport visuel du contrôle postural.

Il est à noter que plusieurs échelles cliniques sont aussi valides afin de quantifier le contrôle postural, telles que le « *Berg Balance Scale* » (Bartlett et Birmingham, 2003) ou le « *Pediatric Reach Test* » (Franjoine *et al.*, 2003). Cependant, ces mesures sont sujettes à la subjectivité de l'évaluateur (Pavão *et al.*, 2013).

2.1.5.2 Troubles secondaires

Comme mentionné précédemment, les troubles secondaires présents chez les enfants avec une PC spastique découlent des troubles primaires, liés à la lésion cérébrale et à la croissance de l'enfant. On retrouve, parmi ces troubles, les contractures musculaires et les difformités osseuses. Les contractures musculaires sont un raccourcissement du muscle menant à un manque d'amplitude articulaire tandis que les difformités osseuses sont issues de forces anormales appliquées sur un système musculo-squelettique en croissance (Gage *et al.*, 2009). Les prochains paragraphes expliqueront plus en détail les mécanismes causant ces troubles.

2.1.5.2.1 Contractures musculaires

Comme mentionné plus haut, l'enfant avec une PC n'a pas le même niveau d'activation musculaire qu'un enfant avec un développement typique. L'hypertonie musculaire à laquelle il est sujet, est en partie responsable du développement des contractures musculaires. Une contracture musculaire est définie comme une résistance intrinsèque passive d'un tissu (Mathewson et Lieber, 2015).

2.1.5.2.1.1 Mécanismes de production des contractures musculaires

L'hypertonie limite l'étirement du muscle durant les mouvements segmentaires et à long terme contribue au développement de contractures musculaire (Gage *et al.*, 2009). En effet, l'étirement du muscle est le mécanisme primaire pour la croissance de ce

dernier. D'autre part, une augmentation de la rigidité, par l'augmentation de la présence de collagène dans la matrice extracellulaire et une organisation anormale de la matrice extracellulaire, pourrait contribuer à la présence de contractures musculaires (Mathewson et Lieber, 2015).

2.1.5.2.1.2 Effet sur la fonction

Les muscles adducteurs de la cuisse, les ischiojambiers, le psoas-iliaque et le gastrocnémien sont des groupes musculaires souvent touchés par les contractures chez les enfants avec une PC bilatérale spastique (Gage *et al.*, 2009). Ces contractures musculaires limitent l'amplitude de mouvement et ainsi, nuisent à la fonction motrice. D'autre part, lorsqu'il y a une contracture musculaire une force excessive sera appliquée sur l'os en développement ce qui créera des difformités osseuses. Pour remédier à cette problématique, la chirurgie orthopédique est l'intervention la plus pratiquée. L'intervention consiste à allonger le muscle ou le tendon par des incisions dans ces structures (Novacheck et Gage, 2007).

2.1.5.2.1.3 Évaluation des contractures musculaires

L'évaluation des contractures musculaires se fait à l'aide d'un goniomètre avec lequel l'évaluateur mesure l'amplitude de mouvement passive (Keenan *et al.*, 2004). Cette évaluation ne permet cependant pas de différencier les limitations induites par les contractures musculaires de celles induites par une limitation au niveau de l'articulation proprement dite. Pour effectuer la mesure, l'évaluateur définit un point du segment proximal à l'articulation, un point du segment distal à l'articulation et un point commun, c'est-à-dire une estimation du centre articulaire. La marge d'erreur d'une évaluation par goniométrie est d'environ cinq degrés (Fosang *et al.*, 2003). Il est important de noter que la position dans laquelle un groupe musculaire est évalué influence grandement le résultat. Par exemple, un mauvais placement du bassin peut entraîner une erreur de mesure entre dix et quinze degrés pour l'amplitude de flexion de la hanche (Baker, 2013). L'amplitude de mouvement peut également être limitée par les adaptations ostéo-articulaires induites par les difformités osseuses.

2.1.5.2.2 Difformités osseuses

En raison des troubles primaires détaillés ci-haut, des forces anormales sont appliquées sur les os en croissance ce qui entraîne une modification de la géométrie de l'os, créant ainsi des difformités osseuses. Dans les prochains paragraphes, les mécanismes de production et l'évaluation de ces difformités seront présentés.

2.1.5.2.2.1 Mécanismes de production des difformités osseuses

Selon le principe d'Hueter-Volkman (Stokes, 2002), les plaques de croissance osseuse répondent aux forces externes appliquées sur ces dernières. Les forces appliquées sur les os durant la croissance détermineront la géométrie osseuse une fois la croissance terminée. Donc, une force anormale provoquera une croissance osseuse anormale. L'hypertonie contribue aux difformités osseuses survenant sur le squelette en développement en induisant des forces excessives et anormales sur les os longs (Gage *et al.*, 2009). En d'autres mots, la présence d'une faiblesse musculaire et d'hypertonie entraîne un déséquilibre des forces exercées sur le squelette en développement.

2.1.5.2.2.2 Effet sur la fonction

Une géométrie osseuse altérée change les lignes d'action musculaires par rapport aux centres articulaires et entraîne une modification des bras de levier (Gage *et al.*, 2009). La modification des bras de levier altère la production des moments de forces. Par exemple, une force exercée avec un bras de levier plus court diminue le moment de force. On peut donc conclure que les difformités osseuses ont un impact significatif sur la capacité de l'enfant à produire un mouvement (Novacheck et Gage, 2007 ; Paley, 2014). Par exemple, chez l'enfant avec une PC on peut couramment observer une projection antérieure de la tête fémorale dans l'acétabulum, diminuant ainsi le bras de levier du moyen fessier. Il est alors suggéré, dans la littérature, que la rotation interne du fémur serait une adaptation pour maintenir un bras de levier suffisant (Gage *et al.*, 2009). En général, on observe des difformités osseuses sur les os longs, c'est-à-dire le fémur ou encore le tibia. On peut aussi observer des difformités osseuses sur la

configuration d'une articulation et des os du pied. Ainsi, les difformités osseuses présentes chez les enfants avec une PC contribuent à la marche pathologique de cette population. Pour remédier à cette problématique, la chirurgie orthopédique est l'intervention la plus pratiquée. En effet, en modifiant la géométrie osseuse, l'intervention permet de restaurer le bras de levier (Bittmann *et al.*, 2018 ; Carty *et al.*, 2014 ; Novacheck et Gage, 2007 ; Truong *et al.*, 2011).

2.1.5.2.2.3 Évaluation des difformités osseuses

Mis à part l'évaluation par radiographie, qui est la mesure la plus précise, l'évaluation des difformités osseuses en clinique est réalisée par la mesure de l'alignement du segment à l'aide d'un goniomètre (Baker, 2013). On retrouve parmi ces mesures l'évaluation de la rotation du fémur, causée par une difformité de la tête fémorale et la mesure de la torsion du tibia, causée par une déformation du tibia (Baker, 2013). De plus, certaines mesures plus précises de la déformation du pied peuvent être prises. En effet, la mesure de l'alignement des différentes parties du pied peut aussi être réalisée sur table en position allongée ou assise (Baker, 2013).

2.1.6 Résumé de la section

La paralysie cérébrale est associée à une grande variété de troubles moteurs ayant un impact sur le niveau fonctionnel de ces enfants. Parmi ces troubles, on retrouve de la spasticité, une faiblesse musculaire, un contrôle postural déficient, des contractures musculaires et des difformités osseuses. Ces troubles influencent grandement la fonction motrice et les activités de la vie quotidienne telle que la marche. Il est donc primordial de les évaluer afin de connaître précisément leur impact sur la fonction locomotrice.

2.2 Analyse quantifiée de la marche

Une évaluation quantifiée et objective de la marche est indispensable pour guider les choix thérapeutiques ou pour évaluer les effets d'une thérapie. Depuis maintenant plusieurs années, et ce, à travers le monde, l'analyse quantifiée de la marche (AQM), basée sur des mesures biomécaniques, est utilisée à des fins cliniques et de recherche. Cette analyse, incluant la mesure des paramètres cinématiques, cinétiques et électromyographiques, s'est imposée comme un standard lorsque l'on souhaite rapporter les effets d'une thérapie sur la marche. De plus, il a été montré, que l'ajout d'une AQM dans le processus décisionnel permet la prise de meilleures décisions thérapeutiques dans le traitement des troubles de la marche de l'enfant avec une PC (Filho *et al.*, 2008 ; Molenaers *et al.*, 2006 ; Wren *et al.*, 2011).

L'AQM comprend les paramètres spatiotemporels qui décrivent les différentes phases du cycle de marche, l'analyse cinématique qui permet l'étude des angles intersegmentaires et l'analyse cinétique qui renvoie à l'étude des forces mises en jeu lors du mouvement. Ainsi, l'analyse cinématique et la mesure de la force de réaction du sol permettent de quantifier les moments de forces ainsi que la puissance développée aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche lors de la marche. De plus, certaines analyses de la marche comprennent la mesure du patron d'activation musculaire par l'électromyographie qui permet de mesurer le signal myoélectrique. Enfin, l'AQM peut comprendre l'évaluation de l'efficacité de la marche, c'est-à-dire la mesure de la dépense énergétique rapportée à une distance parcourue.

D'autre part, des évaluations cliniques accompagnent souvent l'AQM. Ces évaluations peuvent inclure la mesure de la force musculaire, la mesure de l'amplitude articulaire passive et active ainsi que la mesure de la spasticité musculaire et des difformités osseuses telle qu'abordée précédemment dans le document. Dans les faits, l'AQM permet de mieux comprendre les mécanismes de la marche pathologique (Baker, 2006). C'est une évaluation valide, précise et reconnue comme étant la mesure de référence

dans l'évaluation de la marche (McGinley *et al.*, 2009). Dans les prochains paragraphes, les principes de mesure de la cinématique, de la cinétique et de l'électromyographie seront détaillés.

2.2.1 Paramètres spatiaux-temporels

La marche permet le mouvement du corps dans une certaine direction. Les mouvements effectués pour se déplacer sont une répétition de mouvements semblable, c'est-à-dire que la marche est un mouvement cyclique (Baker, 2013). Il est collectivement accepté d'utiliser le contact initial au sol comme point de départ d'un cycle de marche. Lors d'une marche non pathologique, cet instant se réfère au contact du talon au sol. Cependant, lors d'une marche pathologique, il se peut que ce ne soit pas le talon qui touche le sol en premier, ainsi le vocabulaire approprié pour nommer cet instant est l'instant du contact initial. Dans le cadre d'une marche pathologique, l'asymétrie de la démarche impose d'étudier séparément le cycle droit, débutant par un contact initial du pied droit, et le cycle gauche, débutant par le contact initial du pied gauche.

Le cycle de marche se décompose en deux phases, à savoir la phase d'appui et la phase de balancement (Figure 2.9). Chacune de ces phases se divise à nouveau en plusieurs périodes telles que rapportées ci-dessous (Baker, 2013). Il est à noter que les pourcentages du cycle de marche qui sont présentés s'appliquent à une marche non pathologique.

- I. Phase d'appui : Lorsque le pied est au sol. Cette phase commence lors du contact initial (0 %) et se termine lors du décollement du pied ipsilatéral (60 %). Cette phase représente donc la majeure partie du cycle de marche.
 - i. 1re phase de double appui : Définie par le contact des deux pieds au sol. Cette première phase survient entre le contact initial (0 %) et la poussée du pied controlatéral (10 %). Elle correspond à la phase de transition d'un pas sur l'autre.

- ii. Phase de simple appui : Définie par le contact d'un seul pied au sol. Cette phase correspond à la période entre le décollement du pied controlatéral (10 %) et le contact initial du pied controlatéral (50 %). La phase de simple appui peut aussi se diviser en trois sous-phases, c'est-à-dire le début, le milieu et la fin de la phase de simple appui (Baker, 2013).
 - iii. 2e phase de double appui : Définie par le contact des deux pieds au sol. Cette deuxième phase survient entre le contact initial du pied controlatéral (50 %) et la poussée du pied ipsilatéral (60 %). Elle correspond à la seconde phase de transition d'un pas sur l'autre.
- II. Phase de balancement : Lorsque le pied ne touche pas au sol. Cette phase commence dès l'instant où le pied n'est plus en contact avec le sol (60 %) jusqu'au prochain contact au sol du même pied (100 %). Tout comme la phase de simple appui, cette phase peut se diviser en trois parties pour préciser le mouvement, c'est-à-dire le début, le milieu et la fin de la phase de balancement (Baker, 2013).

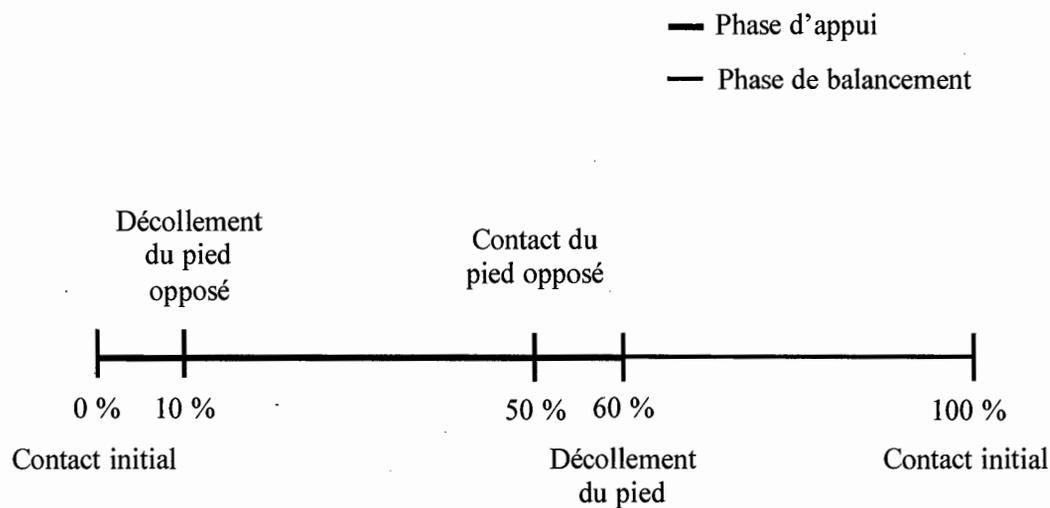


Figure 2.9 Division d'un cycle de marche

2.2.1.1 Paramètres spatiaux

Les paramètres spatiaux regroupent les paramètres se rapportant à l'espace. Ainsi, les paramètres présentés ci-dessous s'expriment majoritairement en mètres. Ces paramètres s'avèrent de bons indicateurs de la symétrie et de la variabilité de la marche (Baker, 2013).

Pas : Le mouvement d'un pied au-devant de l'autre.

Longueur du pas : La distance qu'une partie du pied parcourt au-devant de la même partie du pied opposé. Par exemple, c'est la distance entre le talon droit et le talon gauche lorsque les deux pieds sont au sol.

Foulée : L'avancement alternatif des deux pieds soit l'équivalent au cycle de marche.

Longueur de la foulée : La distance qu'une partie du pied parcourt jusqu'à la même partie du même pied lors d'un cycle de marche. Cette longueur peut aussi être nommée longueur du cycle. Elle est la somme de la longueur du pas droit et du pas gauche (Figure 2.10).

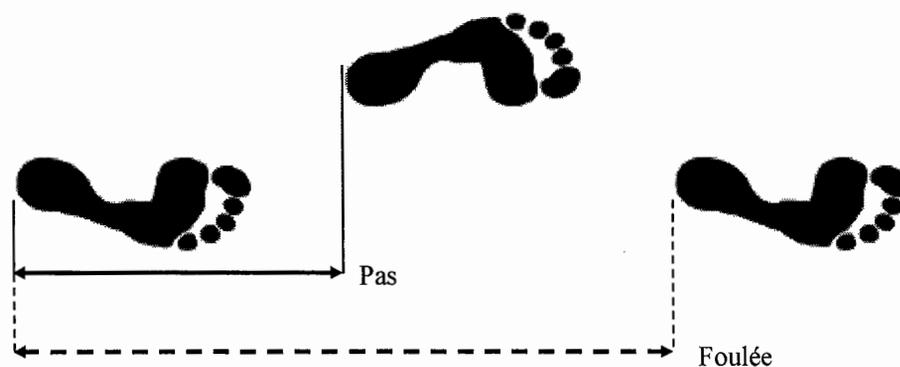


Figure 2.10 Longueur d'un pas et d'une foulée

Largeur du pas : La distance médio-latérale entre les pieds. Il est généralement accepté, lors d'une analyse quantifiée de la marche, d'utiliser la distance entre les centres articulaires des chevilles. Autrement, la distance entre les talons peut être utilisée.

2.2.1.2 Paramètres temporels

Les paramètres temporels regroupent les variables se rapportant au temps. Ainsi, les paramètres présentés ci-dessous s'expriment en pourcentage du cycle de la marche ou en secondes. Les paramètres temporels sont de bons indicateurs de la symétrie et de la variabilité de la marche (Baker, 2013).

Temps de simple appui : Durée de la période de simple appui.

Temps de double appui : Durée d'une période de double appui. Il est aussi possible d'additionner la durée des deux périodes de double appui pour quantifier globalement le temps de double appui.

Durée du pas : Le temps requis pour réaliser un pas, c'est-à-dire le temps entre la poussée du pied et le contact initial suivant.

Durée de la foulée : Le temps requis pour compléter une foulée ou un cycle de marche, c'est-à-dire le temps entre un contact initial et le prochain contact initial du même pied.

Cadence : Le nombre de pas réalisés sur une certaine période de temps. L'unité de mesure la plus fréquente est le nombre de pas par minute.

Vitesse de marche : Une distance parcourue sur une certaine période de temps. La vitesse de marche est le quotient de la longueur du pas et de la cadence. La vitesse de marche se traduit généralement en mètre par seconde ou en mètre par minute. Ainsi, pour garder la même vitesse de marche si la longueur du pas est réduite, la cadence devra augmenter et inversement.

La caractérisation de la marche se fait le plus fréquemment par les paramètres spatiaux temporels (Gouelle et Mégrot, 2018). La grande utilisation des paramètres spatiaux temporels est due à la facilité d'acquisition des données et à la rapidité de l'évaluation lorsque ces paramètres sont étudiés. De plus, ces paramètres permettent une vue d'ensemble du rythme, de la vitesse, des phases, de l'asymétrie et de la variabilité de la marche (Gouelle et Mégrot, 2018). Bien que l'effet d'une intervention puisse être mesuré par les paramètres spatiaux temporels, les raisons biomécaniques de l'amélioration ou de la détérioration de la marche ne sont pas quantifiées par ces paramètres. L'AQM par l'inclusion de la cinématique et la cinétique répond à cette limite.

2.2.2 Analyse cinématique de la marche

La cinématique correspond à la description de la position des segments et du mouvement relatif des segments adjacents. Pour chaque articulation, l'analyse s'effectue en trois dimensions suivant les degrés de liberté de l'articulation. Ainsi, la cinématique inclut le déplacement linéaire et angulaire de chaque segment modélisé. La modélisation des segments suit un modèle cinématique, le modèle le plus couramment utilisé chez les enfants avec une PC sera détaillé ci-dessous. Idéalement, le mouvement des os devrait être mesuré pour obtenir le réel mouvement du squelette. Cependant, les limites actuelles des techniques d'imagerie ne permettent pas d'accéder directement au mouvement des os lors de la marche. Bien que plusieurs outils mesurant la cinématique soient valides, ce sont les systèmes optoélectroniques utilisant des marqueurs passifs qui sont aujourd'hui la référence dans le domaine de l'analyse de la marche (Winter, 2009). Ces systèmes seront détaillés dans les prochains paragraphes.

2.2.2.1 Systèmes optoélectroniques

Depuis plusieurs années, ce type de système est reconnu comme étant l'outil de mesure le plus précis pour évaluer la cinématique du mouvement humain (Winter, 2009). Les systèmes optoélectroniques évaluent la cinématique à l'aide de marqueurs passifs

placés sur des repères anatomiques précis. Le déplacement de ces marqueurs est enregistré par le système afin de calculer, à l'aide d'algorithmes, la position et l'orientation des segments (Bonnetfoy *et al.*, 2005). Préalablement à la prise de données, la configuration des caméras est nécessaire afin de minimiser les erreurs liées au système. La prochaine section portera sur les paramètres de configuration des caméras et, par la suite, sur la calibration du système.

2.2.2.1.1 Configuration des caméras

Les systèmes optoélectroniques fonctionnent à l'aide de marqueurs passifs sphériques recouverts d'un matériel réfléchissant. Lors de l'enregistrement, les caméras projettent une lumière infrarouge dans un certain volume de capture et cette lumière sera renvoyée aux caméras par le matériel réfléchissant des marqueurs. Ainsi, chaque caméra enregistre le déplacement des marqueurs visibles dans leurs champs d'enregistrement.

2.2.2.1.1.1 Paramètres des caméras

Les images enregistrées des caméras servent à définir le centre de chaque marqueur et à calculer leurs positions en deux dimensions. Afin d'augmenter la précision de la mesure, certains paramètres de cette étape doivent être optimisés. Parmi ces paramètres, on retrouve principalement l'intensité lumineuse des caméras et les seuils d'extractions des marqueurs.

L'optimisation de l'intensité lumineuse des caméras permet aux caméras de bien capter les marqueurs tout en diminuant les marqueurs « fantômes » pouvant être causés par les réflexions de l'environnement (Bonnetfoy *et al.*, 2005). Ainsi, une augmentation de l'intensité lumineuse et de la sensibilité des caméras permet une meilleure clarté de l'image, mais augmente le risque de capter les réflexions de l'environnement. De plus, il est possible, par le logiciel de capture de mouvement, de définir les seuils d'extraction des marqueurs, c'est-à-dire les conditions à remplir pour qu'une tache lumineuse lors de l'enregistrement soit considérée comme un marqueur (Bonnetfoy *et al.*, 2005). Ainsi,

un seuil d'extraction trop bas peut diminuer la précision dans la localisation du marqueur et entraîner l'enregistrement de marqueurs irréels. Tandis qu'un seuil d'extraction trop haut peut être restrictif et entraîner la perte du marqueur pendant certains instants.

2.2.2.1.1.2 Positionnement des caméras

Le positionnement des caméras nécessite de bien définir le volume d'enregistrement souhaité en fonction de la tâche évaluée. Le nombre et la disposition des caméras sont cruciaux afin de maximiser l'enregistrement des marqueurs par les caméras (Bonnetoy *et al.*, 2005).

En effet, si un marqueur n'est pas vu en tout temps par au moins deux caméras, la reconstruction tridimensionnelle de sa trajectoire sera impossible. De cette manière, plus le mouvement est complexe, plus un grand nombre de caméras sera requis afin de diminuer le risque d'occlusion des marqueurs. Par exemple, lors de la marche, le balancement des bras peut obstruer l'enregistrement des marqueurs qui sont placés au niveau du bassin. Par conséquent, il est important de maximiser le nombre de caméras voyant un marqueur. De cette manière, les risques de perte de marqueurs lors de la reconstruction en trois dimensions sont grandement diminués. Dans le cadre de l'analyse de la marche, il est admis qu'un système optoélectronique de huit caméras est suffisant pour évaluer cette tâche (Baker, 2013).

Le diamètre des marqueurs est choisi en fonction de la résolution des caméras et de la taille du volume d'enregistrement (Baker, 2013). En d'autres termes, il faut que chaque marqueur, quelle que soit sa position dans le volume d'enregistrement, soit représenté avec suffisamment de pixels sur chacune des images pour avoir une forme circulaire. En effet, plus un marqueur est éloigné de la caméra, plus le nombre de pixels définissant la sphéricité du marqueur sera réduit, moins celui-ci sera reconnu. Ainsi, dans l'objectif de s'assurer d'une bonne précision, le placement des caméras doit être

réalisé en prenant en considération la résolution des caméras, la taille des marqueurs ainsi que leurs positions par rapport aux caméras.

2.2.2.1.1.3 Reconstruction de la trajectoire en trois dimensions

Comme mentionné dans la section précédente, un minimum de deux caméras doit enregistrer le déplacement d'un marqueur afin d'obtenir la trajectoire de ce marqueur en trois dimensions (Bonnefoy *et al.*, 2005). En effet, le système met en correspondances les coordonnées bidimensionnelles d'un même point sur les images de plusieurs caméras, dont la position est connue, afin de déterminer ses coordonnées en trois dimensions. Un calcul par triangulation de la position du marqueur est réalisé pour obtenir sa trajectoire en trois dimensions (Winter, 2009).

2.2.2.1.2 Calibration du système optoélectronique

La calibration permet au logiciel de capture du mouvement d'intégrer les positions et l'orientation de toutes les caméras. En d'autres mots, la calibration du système permet de définir les paramètres de la matrice de projection de chaque caméra utilisée afin d'obtenir le meilleur résultat possible. La calibration se détaille en deux étapes, l'une dynamique et l'autre statique. La calibration dynamique et statique se fait à l'aide d'un objet de calibration où les dimensions et la géométrie sont connues.

2.2.2.1.2.1 Calibration dynamique

La calibration dynamique se réalise à l'aide d'un objet de calibration comprenant un nombre défini de marqueurs. La distance entre les marqueurs est connue afin de définir le facteur d'échelle. Lors de cette étape, l'objet de calibration doit être déplacé dans la totalité du volume d'enregistrement afin d'augmenter la qualité de la calibration. Par la suite, le logiciel de capture du mouvement donne la précision d'enregistrement du déplacement des marqueurs (Bonnefoy *et al.*, 2005). Afin d'obtenir une meilleure précision lors de la prise de mesure, il faut que le volume calibré corresponde au volume d'enregistrement qui sera utilisé.

2.2.2.1.2.2 Calibration statique

La calibration statique se fait à l'aide d'une équerre munie d'un nombre défini de marqueurs. L'objectif de cette étape est de définir l'origine du référentiel du laboratoire et de lui associer un trièdre orthogonal direct, correspondant aux axes médio-latéral, antéro-postérieur et vertical du mouvement. Lorsqu'il y a une plateforme de force dans l'environnement de capture, l'équerre de calibration statique peut être déposée à l'angle de la plateforme de force afin de faciliter l'expression du déplacement du centre de pression de la plateforme de force dans le référentiel du système optoélectronique. Ainsi, la cinétique peut être exprimée dans le même référentiel que les coordonnées cinématiques par une simple translation.

Une fois la calibration complétée, le logiciel de capture du mouvement donne les informations sur la qualité des paramètres intrinsèques et extrinsèques des caméras. Si une grande attention est apportée aux facteurs mentionnés précédemment, les erreurs de mesure associées au système sont minimales lors d'une acquisition de données (Baker, 2013). En effet, la précision des coordonnées en trois dimensions obtenues à l'intérieur du volume calibré est d'environ un millimètre (Bonnetoy *et al.*, 2005).

Une fois que la trajectoire des marqueurs en trois dimensions est enregistrée et calculée, l'estimation des centres articulaires sera définie selon le modèle cinématique. Ce modèle consiste à représenter le corps humain en plusieurs segments rigides reliés entre eux par des articulations définies. On retrouve deux approches pouvant définir les centres articulaires. La première, dite fonctionnelle, se base sur des mouvements de grandes amplitudes et la seconde, dite prédictive, se base sur un modèle cinématique estimant la position des centres articulaires par régression linéaire. Ces approches seront détaillées dans la prochaine section.

2.2.2.2 Modèles cinématiques : fonctionnel ou prédictif

L'approche fonctionnelle se base sur des mouvements spécifiques d'amplitudes complètes. L'individu doit effectuer des mouvements dans les trois plans dans le but de retracer le centre articulaire qui correspond au centre de rotation du segment (Sommer et Miller, 1980). Bien que cette approche ait une grande précision de mesure (Hicks et Richards, 2005 ; Leardini *et al.*, 1999), celle-ci devient moins précise si l'amplitude de mouvement est limitée (Charlton *et al.*, 2004). Ainsi, chez les enfants avec une PC ayant une amplitude de mouvement restreinte, l'utilisation de cette approche est limitée.

L'approche prédictive se base sur un modèle cinématique estimant la position des centres articulaires par régression linéaire (Baker, 2013). Les modèles cinématiques les plus répandus utilisent une approche dite hiérarchique où la position des segments se définit depuis leur centre articulaire proximal vers le centre articulaire distal (Baker, 2013). Les modèles cinématiques réduisent la complexité de l'anatomie humaine et du mouvement dans l'objectif de favoriser la compréhension. Cette simplification est réalisée en transformant la complexité des formes des os en un nombre défini de segments rigides parfaitement articulés.

L'un des modèles les plus utilisés et acceptés à ce jour en analyse quantifiée de la marche chez les enfants avec une PC est le « *Conventional Gait Model* » ou le modèle cinématique « *Plug-In Gait* » (PiG) (Davis *et al.*, 1991 ; Öunpuu *et al.*, 1991, 1996).

2.2.2.3 Modèle cinématique conventionnel ou « *Plug-in Gait* »

Ce modèle a été développé il y a maintenant plus de 20 ans en se basant sur des études par radiographies afin de valider le calcul des centres articulaires (Davis *et al.*, 1991). Malgré ses limites, qui seront développées plus bas, il est le modèle cinématique le plus utilisé et étudié dans la littérature (Baker, 2013 ; McGinley *et al.*, 2009). Ce modèle utilise un ensemble de 35 marqueurs et certaines données anthropométriques afin

d'estimer la cinématique du squelette. En utilisant ce modèle, la cinématique du corps complet peut être obtenue, à savoir la cinématique des membres inférieurs et supérieurs.

2.2.2.3.1 Définition des segments et des centres articulaires

Afin de personnaliser le modèle cinématique, certaines mesures anthropométriques doivent être prises. En effet, la taille, la longueur des jambes, la distance entre l'épine iliaque et le grand trochanter, la largeur des structures osseuses des genoux et des chevilles doivent être mesurées. Ces mesures sont intégrées au modèle afin de définir les centres articulaires et les segments. Ainsi, avec ces mesures et les marqueurs réfléchissants positionnés selon le modèle PiG (Figure 2.11 et 2.12) (Tableau 2.5), il est possible de définir les segments (Baker, 2013).

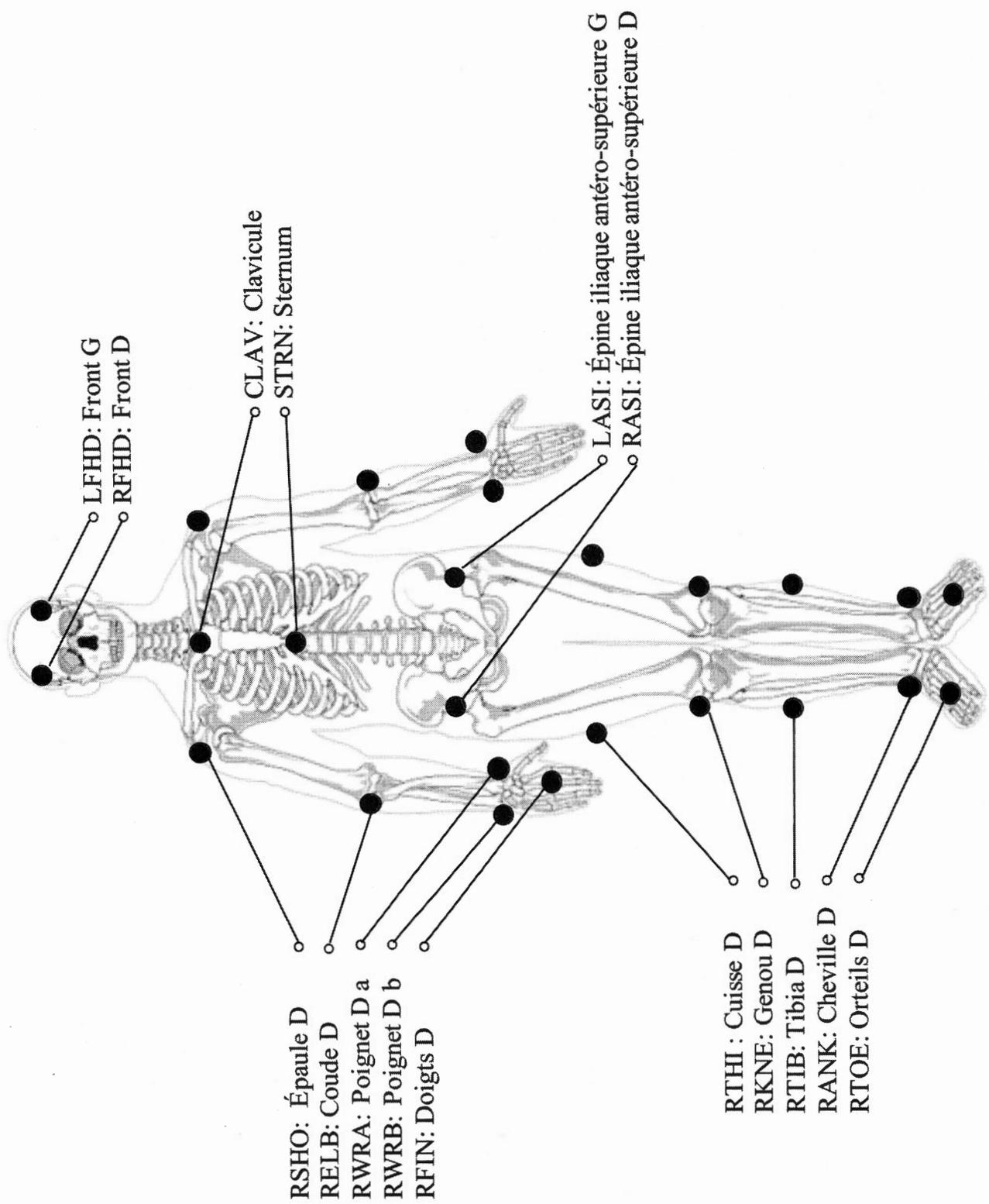


Figure 2.11 Nom et position des marqueurs antérieurs du modèle cinématique « Plug-in Gait ».

D'après Pixabay (2018). Récupéré de www.pixabay.com

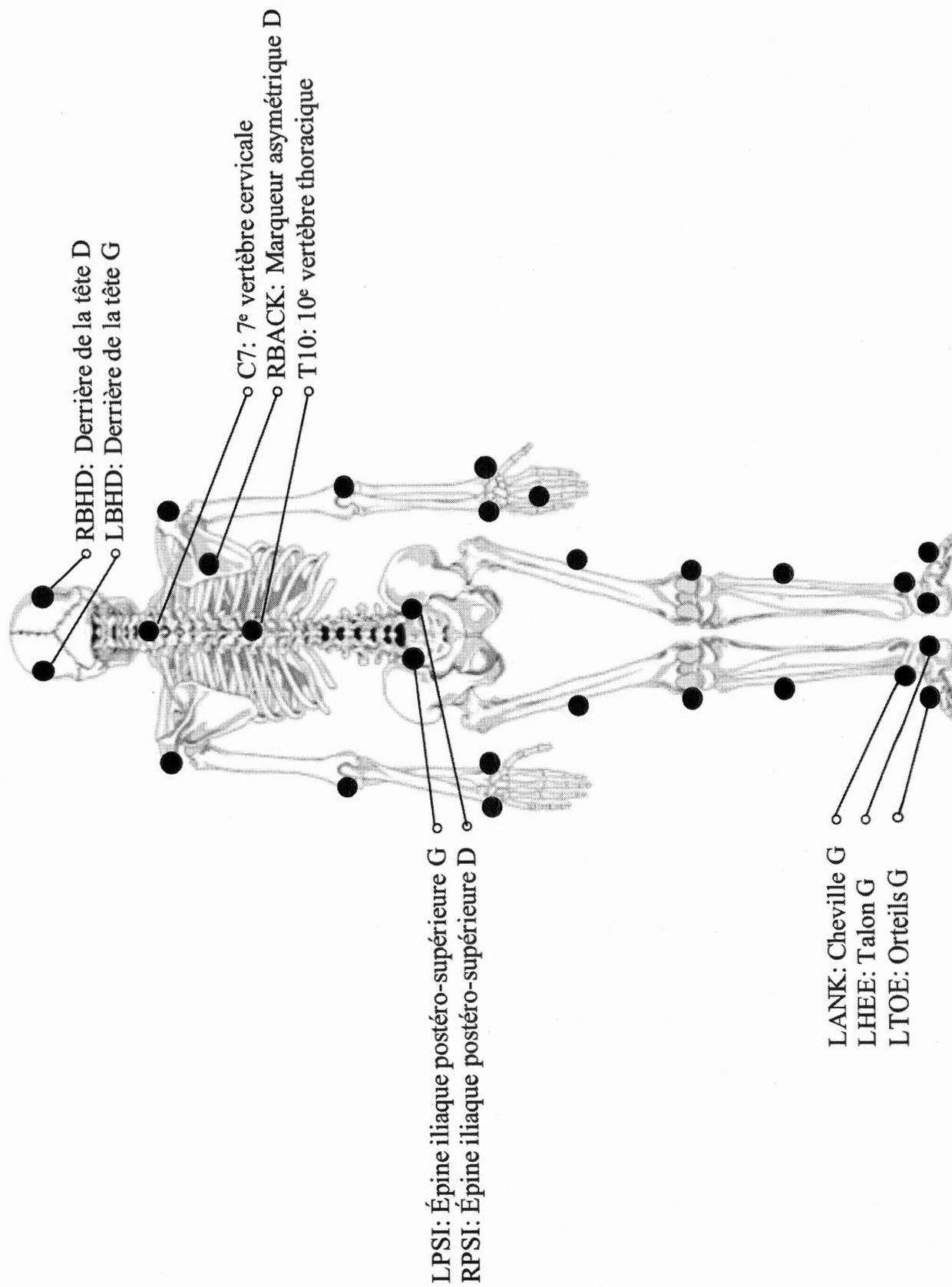


Figure 2.12 Nom et position des marqueurs postérieurs du modèle cinématique « Plug-in Gait ».

Tableau 2.5 Description du positionnement des marqueurs du modèle cinématique « Plug-in Gait ».

Marqueur	Définition	Positionnement
Marqueurs de la tête		
*FHD	Front	Sur la tempe
*BHD	Derrière de la tête	Derrière de la tête, en ligne avec le marqueur du front
Marqueurs du tronc		
C7	7e vertèbre cervicale	Sur le processus épineux de la 7e vertèbre cervical
T10	10e vertèbre thoracique	Sur le processus épineux de la 10e vertèbre thoracique
CLAV	Clavicule	À la jonction des clavicules et du sternum
STRN	Sternum	Sur le processus xiphoïde du sternum
RBAK	Marqueur asymétrique D	Sur la scapula
Marqueurs des membres supérieurs		
*SHO	Épaule	Sur l'articulation acromio-claviculaire
*ELB	Coude	Sur l'épicondyle latéral
*WRA	Poignet a	Sur l'articulation du poignet, du côté du pouce
*WRB	Poignet b	Sur l'articulation du poignet, du côté de l'auriculaire
*FIN	Doigts	Sur l'articulation métacarpo-phalangienne du majeur
Marqueurs du bassin		
*ASI	Épine iliaque antéro-supérieure	Sur l'épine iliaque antéro-supérieure
*PSI	Épine iliaque postéro-supérieure	Sur l'épine iliaque postéro-supérieure
Marqueurs des membres inférieurs		
*THI	Cuisse	Au tiers distal de la cuisse, en ligne entre le centre articulaire de la hanche et du genou
*KNE	Genou	Sur le condyle fémoral latéral
*TIB	Tibia	Au tiers distal de la jambe, en ligne entre le centre articulaire du genou et de la cheville
*ANK	Cheville	Sur la malléole latérale
*HEE	Talon	Sur le calcaneum, à la même hauteur du sol que le marqueur des orteils
*TOE	Orteils	Sur la tête du 2e métatarse

*Indique que L ou R doit être inséré selon l'emplacement du marqueur sur le côté gauche ou droit respectivement.

Le modèle cinématique PiG divise le bas du corps en sept segments, c'est-à-dire le bassin, les fémurs, les tibias et les pieds. Dans ce modèle, il est supposé que les segments soient reliés par des articulations de type sphéroïde ayant trois degrés de liberté (Baker, 2013). Les segments sont définis à partir de marqueurs virtuels générés par la position des marqueurs réels et des mesures anthropométriques du participant. Ces marqueurs virtuels définissent les segments rigides du modèle représentés par des triangles. Par exemple, le segment de la cuisse est défini par la ligne entre le centre articulaire de la hanche et du genou. Le troisième point est l'épicondyle latéral du fémur. Un système de référence cinématique local est rattaché à chacun des segments. L'origine de ce repère se situe à l'extrémité distale du segment et les axes X, Y et Z ont respectivement une direction antéro-postérieure, médio-latérale, et verticale (Winter, 2009). Ainsi, pour le segment de la cuisse, l'origine est située au centre articulaire du genou. L'axe Z correspond à la direction du centre articulaire du genou vers le centre articulaire de la hanche et l'axe X correspond à la direction perpendiculaire au plan formé par les centres articulaires du genou et de la hanche avec le marqueur de la cuisse. Finalement, l'axe des Y correspond à la direction perpendiculaire de l'axe des Z et X (Figure 2.13).

Le modèle cinématique PiG utilise des angles absolus pour quantifier la cinématique du bassin et l'orientation des pieds, faisant référence à la position du segment par rapport au référentiel global de l'environnement (Davis *et al.*, 1991). Les angles intersegmentaires sont utilisés pour quantifier la cinématique des hanches, des genoux et des chevilles (Davis *et al.*, 1991). Par exemple, l'angle au genou est relatif à la position du segment de la cuisse, c'est-à-dire qu'une matrice de rotation est utilisée pour replacer le segment de la jambe dans le système de référence local de la cuisse. Les angles intersegmentaires sont égaux à zéro en position anatomique de référence. La matrice de rotation utilisée est basée sur la détermination des angles d'Euler avec une séquence de rotation y-x-z (Davis *et al.*, 1991).

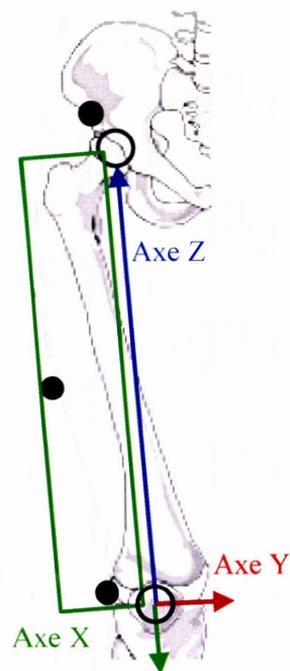


Figure 2.13 Représentation du système de référence de la cuisse.

2.2.2.3.2 Reproductibilité du modèle cinématique conventionnel

La reproductibilité intra- et inter- évaluateur, utilisant le modèle cinématique PiG, est cruciale lorsque l'on souhaite quantifier les effets d'une intervention sur la marche. Dans la littérature, on retrouve quelques études quantifiant la reproductibilité intra évaluateur, mais très peu d'études quantifient la reproductibilité inter évaluateur (McGinley *et al.*, 2009).

En ce qui concerne la reproductibilité intra évaluateur, de très forts coefficients de corrélation multiple sont rapportés pour le plan sagittal, à l'exception de l'antéversion/rétroversion du bassin (Tableau 2.6). Les coefficients de corrélations multiples sont plus bas pour le plan frontal (entre 0,60 et 0,87) et encore plus bas pour le plan transverse (entre 0,45 et 0,72), ce qui traduit une bonne reproductibilité intra évaluateur pour le plan frontal et une plus faible reproductibilité pour le plan transverse.

Toutefois, une attention particulière doit être apportée à la mesure de l'antéversion/rétroversion du bassin et de la rotation du genou et de la hanche (McGinley *et al.*, 2009). De manière générale, la variabilité de la mesure des angles dans le plan sagittal est inférieure à 4 degrés et d'environ 2 degrés dans le plan frontal (McGinley *et al.*, 2009).

Selon la méta-analyse de McGinley et al (2009), seulement trois études ont rapporté la reproductibilité inter évaluateur pour le modèle cinématique PiG. Les trois études rapportent une reproductibilité inter évaluateur plus faible comparativement à la reproductibilité intra évaluateur (Charlton *et al.*, 2004 ; Schwartz et Rozumalski, 2005 ; Tsushima *et al.*, 2003). Ces études ont rapporté des erreurs d'environ 5 degrés pour toutes les articulations, à l'exception de la rotation de la hanche et du genou où l'erreur est plus importante.

Le manque de reproductibilité dans le placement des marqueurs est le facteur causant le plus de variation de la mesure (Monaghan *et al.*, 2007). Cependant, l'inconsistance des données anthropométriques et de la vitesse de marche en plus des erreurs liées aux systèmes peuvent aussi interférer avec les mesures (Monaghan *et al.*, 2007).

Tableau 2.6 Reproductibilité intra-évaluateur du modèle cinématique « Plug-in Gait ».

Reproductibilité intra-évaluateur du modèle cinématique « Plug-in Gait »							
Auteurs	1997	Kadaba et al, 1989	Steinwender et al, 2000	Steinwender et al, 2000	Tsushima et al, 2003	Yavuzer et al, 2008	
Plan	Articulation						
Sagittal	Bassin	0,79	0,24	0,32	0,56	0,38	0,95
	Hanche	0,99	0,98	0,96	0,96	0,99	0,89
	Genou	0,99	0,99	0,96	0,96	0,99	0,85
	Cheville	0,96	0,93	0,87	0,83	0,98	0,85
Frontal	Bassin	-	0,89	0,75	0,73	0,98	-
	Hanche	-	0,89	0,85	0,76	0,94	-
	Genou	-	0,61	0,49	0,58	0,79	-
Transverse	Bassin	-	0,72	0,67	0,71	0,89	-
	Hanche	0,91	0,41	0,59	0,57	0,82	-
	Genou	-	0,49	0,34	0,41	0,81	-
L'angle de progression du pied		-	0,58	0,37	0,49	0,82	-

Les données sont présentées en coefficients de corrélations multiples. D'après McGinley et al (2009) The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait Posture*. 29: 360-369.

2.2.2.3.3 Limites du modèle cinématique conventionnel

Bien que ce modèle cinématique soit le plus répandu lors d'une AQM chez des enfants et des adolescents avec une PC, le modèle cinématique PiG comporte certaines limites. Les principales limites seront détaillées dans les prochains paragraphes.

Tout d'abord, la définition de l'axe primaire des os longs, celui qui relie le centre articulaire proximal et distal, ne considère pas les déformations possibles des os ou des articulations (Baker, 2013). Ainsi, les déformations osseuses peuvent mener à un décalage entre le centre articulaire réel et celui estimé par le modèle. De plus, la cinématique du pied est limitée. En effet, le segment du pied est basé sur un axe, défini par l'aspect postérieur du calcanéum jusqu'au deuxième métatarse (Baker, 2013). Ainsi, lorsqu'il y a présence de déformation au niveau du pied, l'axe de ce segment est compromis. D'autre part, la présence de masse adipeuse peut créer des artefacts dans la trajectoire du marqueur ou encore créer un décalage entre le placement réel du marqueur et le repère osseux où il devrait se retrouver (Baker, 2013). Cependant, afin de répondre à ces limites, il est possible de modifier le placement de certains marqueurs pour atténuer les possibles erreurs (Baker, 2013).

Finalement, la précision des segments et des centres articulaires du modèle PiG dépend grandement du placement des marqueurs. De ce fait, il est crucial que l'évaluateur soit expérimenté et qu'il soit minutieux dans le placement des marqueurs (Baker, 2013 ; McGinley *et al.*, 2009 ; Monaghan *et al.*, 2007).

À la suite de l'évaluation de la cinématique à la marche, il est possible d'avoir une appréciation précise de la marche (Figure 2.14). De plus, l'évaluation de la cinématique permet de classer les patrons de marche pathologique. Les prochains paragraphes porteront sur la classification des patrons de marche des enfants avec une PC bilatérale spastique.

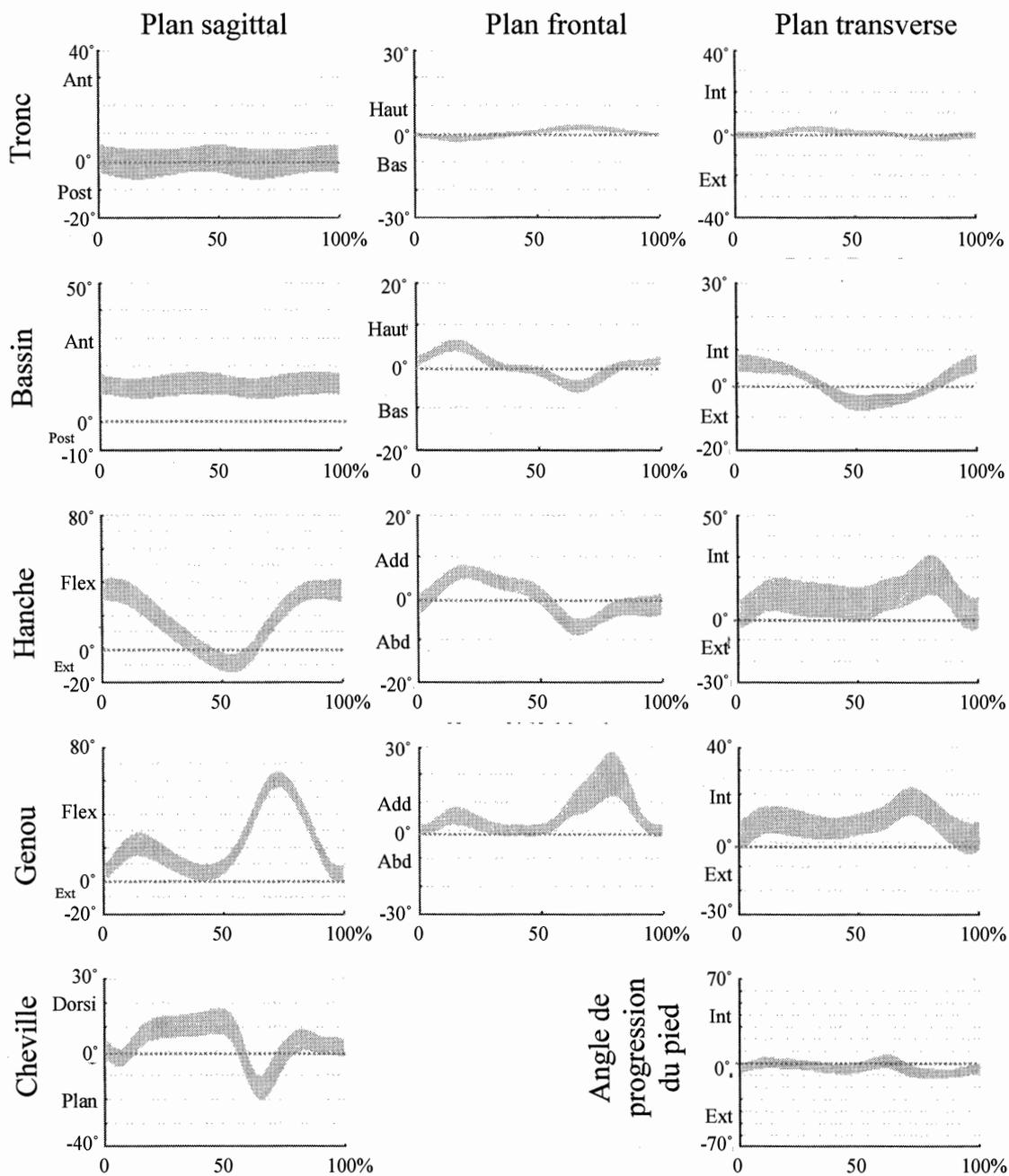


Figure 2.14 Cinématique d'enfants avec un développement typique, données issues du Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie Enfant.

2.2.2.4 Classification des patrons de marche

Étant donné la grande variété des troubles moteurs et des atteintes musculosquelettiques que l'on peut observer chez les enfants avec une PC, il en résulte une grande variété de patrons de marche (Rodda *et al.*, 2004). Si l'on considère uniquement les enfants avec une PC de type spastique bilatérale, on remarque certaines caractéristiques prédominantes. Parmi ces dernières, on observe une marche en flexion excessive des genoux durant la phase d'appui (74 % des cas), une diminution de l'amplitude de mouvement aux genoux (88 % des cas), une flexion excessive des hanches (66 % des cas), les pieds en équin (58 % des cas) et une rotation interne des membres inférieurs (66 % des cas) (Rethlefsen *et al.*, 2017 ; Wren *et al.*, 2005).

La classification des patrons de marche suivant les descriptions faites par Rodda et al (2004) est actuellement la plus utilisée pour caractériser le patron de marche des enfants avec une atteinte bilatérale (Figure 2.15). Cette classification, basée sur celle de Sutherland et Davids (Sutherland et Davids, 1993), s'appuie sur la cinématique de la cheville, du genou et de la hanche dans le plan sagittal. La classification définit les 5 patrons de marche suivants :

- I. « *True Equinus* » : Correspond à une cheville en équin, et un genou en extension complète ou en récurvatum tout au long du cycle de marche.
- II. « *Jump Gait* » : Correspond à une cheville en équin, en particulier à la fin de la phase d'appui. Le genou et la hanche s'avèrent en flexion au début de la phase d'appui.
- III. « *Apparent Equinus* » : Correspond à une amplitude de mouvement régulière à la cheville, mais un genou et une hanche en flexion excessive tout au long de la phase d'appui.
- IV. « *Crouch Gait* » : Correspond à une cheville en dorsiflexion, un genou et une hanche en flexion excessive tout au long de la phase d'appui.
- V. « *Asymmetric Gait* » : Correspond à un patron de marche asymétrique, c'est-à-dire que les jambes présentent les caractéristiques de deux groupes différents.

Bien que la cinématique donne une mesure précise de ce qui se passe à la marche et que par le fait même, la cinématique permet de quantifier et de classifier le mouvement, elle ne permet pas de définir les causes du mouvement (Winter, 2009). C'est l'étude des forces et de l'énergie reliée au mouvement qui permet d'en comprendre les causes, c'est-à-dire la cinétique.

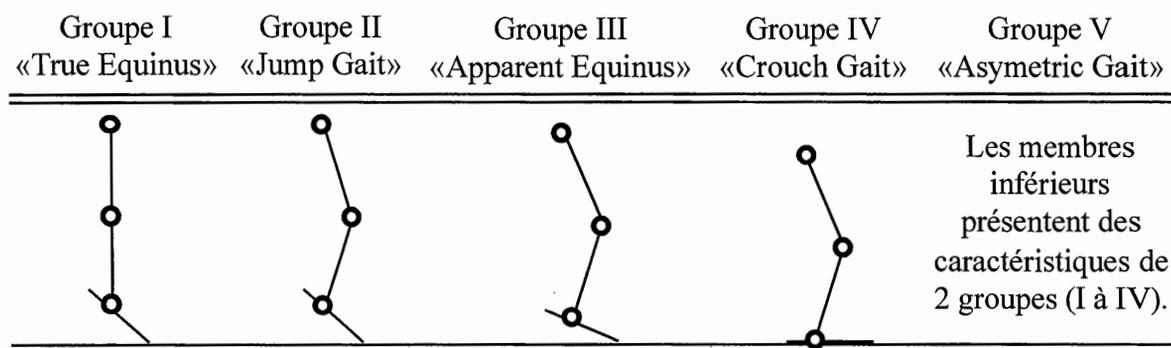


Figure 2.15 Représentation graphique de la classification des cinq patrons de marche décrits dans le cas de diploégie spastique.

D'après Rodda et al, (2004) Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *J Bone Joint Surg.* 86 (2) : 251-258.

2.2.3 Analyse cinétique de la marche

L'un des objectifs de la biomécanique, et plus particulièrement lors d'une AQM, est de connaître les contraintes exercées au niveau articulaire en termes de moment de force. Si l'on considère l'homme marchant, deux forces externes s'exercent sur ce système. Une première s'exerçant sur ce système est la force gravitationnelle. C'est une force verticale dirigée vers le bas, dont le point d'application peut être globalisé au centre de gravité, sa norme est égale au produit de la masse par l'accélération gravitationnelle. La seconde force est créée par le contact des pieds au sol, c'est-à-dire la force de réaction du sol. Selon la troisième loi de Newton, la force de réaction du sol est égale et opposée à la force exercée par le ou les pieds sur le sol (Winter, 2009). Ainsi, le corps se met en mouvement par l'action des muscles qui, en chaîne fermée lors de l'appui, permettent de moduler la force s'exerçant sur le sol.

Afin de collecter les données de cinétiques, la force exercée sur un objet peut être mesurée à l'aide de transducteurs de force. Ce type de dispositif envoie un signal électrique proportionnel à la force appliquée. Il existe plusieurs types de transducteurs de force, tel que les jauges de contraintes, mais tous sont basés sur le principe qu'une force appliquée cause une déformation mécanique qui modifie la résistance du dispositif et ainsi module le courant de sortie. Dans les plateformes de force, considérées comme l'outil de mesure de référence pour la mesure de la force de réaction du sol à la marche, on retrouve habituellement des jauges de contrainte.

2.2.3.1 Plateforme de force

La force de réaction du sol peut être mesurée par une plateforme de force mesurant les forces mises en jeu lors du contact du pied avec le sol. En effet, la force de réaction du sol se décompose en trois composantes : la composante antéro-postérieure (x), médio-latérale (y) et verticale (z). Une quatrième variable est calculée à partir de ces composantes et des moments de forces s'exerçant suivant chacun de ces axes sur la plateforme : le centre de pression (Winter, 2009). Ainsi, l'origine, la direction et la norme du vecteur de la force de réaction du sol sont connues.

Puis, par l'arrimage des données de cinématique et la mesure de la force de réaction du sol, il est possible de calculer les moments de forces s'exerçant au niveau des articulations par dynamique inverse (Winter, 2009). Ainsi, il est possible de connaître les moments de forces et la puissance développée aux chevilles, aux genoux et aux hanches lors de la marche. Au-delà des hanches, la modélisation du corps n'est pas suffisamment précise pour remonter davantage la chaîne cinématique.

2.2.3.2 Dynamique inverse

Les moments de forces peuvent être calculés lors de la marche à partir de la mesure de (1) la cinématique, (2) des forces externes s'appliquant sur le système et (3) des paramètres inertiels des segments corporels. Ces derniers sont habituellement issus de

tables anthropométriques qui, à partir de la taille du sujet, permettent de définir un centre de masse, le moment d'inertie et le poids de chaque segment des membres inférieurs (Winter, 2009). L'approche par dynamique inverse se base sur l'équation de la seconde loi de Newton et de la détermination des angles d'Euler (Davis *et al.*, 1991 ; Dumas *et al.*, 2007 ; Winter, 2009). La première équation est l'application directe de la seconde loi de Newton sur le segment considéré :

$$\sum F_{ext} = m \cdot a$$

Où m est la masse du segment et a est l'accélération linéaire du segment. La seconde équation est son équivalent en rotation. Elle lie l'accélération angulaire du segment aux moments de force s'exerçant sur ce dernier avec le moment d'inertie. Elle est définie selon :

$$\sum M_{(F_{ext})} = I \cdot \alpha$$

Où I est le moment d'inertie du segment et α est l'accélération angulaire du segment. L'accélération linéaire et l'accélération angulaire sont issues des données cinématiques. En chaîne ouverte, c'est-à-dire lors du balancement de la jambe, les données cinématiques sont suffisantes pour effectuer les calculs de dynamique inverse, puisque la force de réaction du sol est égale à zéro et seul le poids s'exerce sur chacun des segments. Tandis qu'en chaîne fermée, c'est-à-dire lors de la phase d'appui, il faut connaître la force de réaction du sol en plus de la cinématique du mouvement.

Afin d'illustrer ces notions, le calcul des forces et des moments articulaires développés pour un seul axe (z) sera détaillé ci-dessous. Premièrement, la somme des forces suivant l'axe des x et des y doit être calculée selon la seconde loi de Newton :

$$F_{xp} = m \cdot a_x - F_{xd}$$

$$F_{yp} = m \cdot a_y - F_{yd}$$

Où F est le vecteur de force, p est l'articulation proximale, d est l'articulation distale, m est la masse du segment et a est l'accélération linéaire du segment suivant l'axe des x ou y . Il est à noter que lorsque l'articulation proximale est la cheville, l'articulation distale sera la plateforme de force. Puis, suivra le calcul des moments articulaires selon la détermination des angles d'Euler :

$$M_{zp} = I_z \cdot \alpha - M_{zd} - F_{xp} \cdot (y_p - y_{CoM}) + F_{yp} \cdot (x_{CoM} - x_p) + F_{xd} \cdot (y_{CoM} - y_d) - F_{yd} \cdot (x_d - x_{CoM})$$

Où M est le moment de force, I est le moment d'inertie du segment, α est l'accélération angulaire du segment, (x_{CoM}, y_{CoM}) sont les coordonnées du CoM local du segment, (x_p, y_p) sont les coordonnées de l'articulation proximale et (x_d, y_d) sont les coordonnées de l'articulation distale (Figure 2.16). Ainsi, il est possible de calculer les moments de force des articulations des membres inférieurs lors de la marche en remontant de l'articulation distale vers l'articulation proximale, en partant de la force de réaction du sol mesurée par la plateforme de force.

La validité de cette méthode dépend grandement de la précision des données anthropométriques et de la cinématique. Une bonne précision de la masse des segments, du centre de masse des segments, des centres articulaires et des moments d'inertie est essentielle pour s'assurer de la validité du calcul de la cinétique.

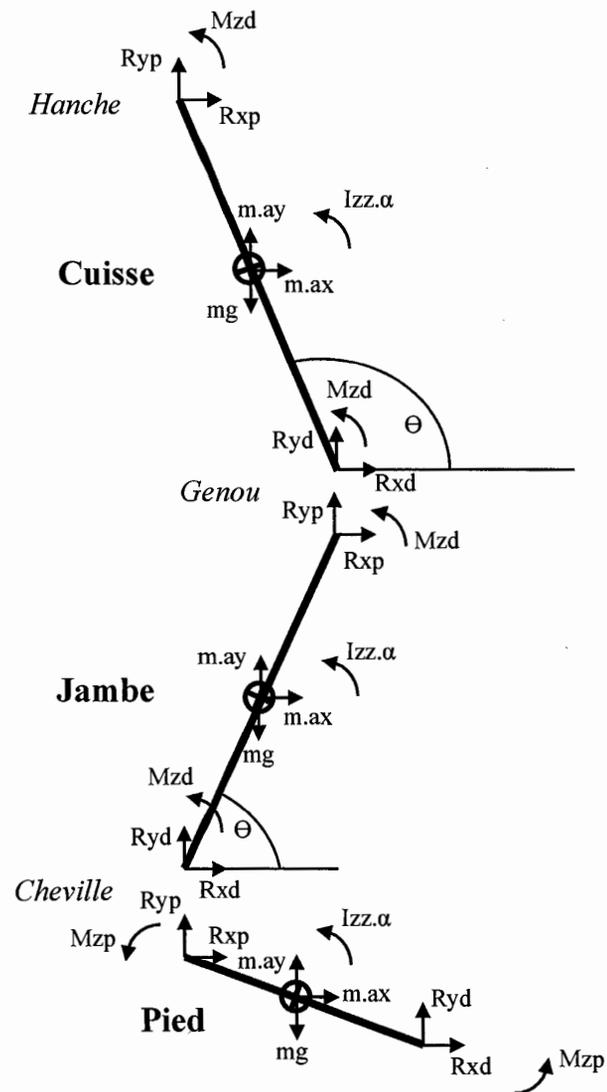


Figure 2.16 Représentation d'un membre inférieur pour les équations de la dynamique inverse

D'après Clinical Gait Analysis (2018) Inverse dynamics
 [Illustration] récupéré de clinicalgaitanalysis.com/teach-in/inverse-dynamics.html

2.2.3.2.1 Tables anthropométriques

Les tables anthropométriques sont utilisées pour définir les paramètres inertiels de chaque segment, tels les CoM et les moments d'inertie. Bien que les tables anthropométriques soient fréquemment utilisées, il est important de reconnaître les limites de cette méthode. Tout d'abord, ces paramètres segmentaires inertiels ont été déterminés à partir de l'étude de cadavres adultes (Winter, 2009). Ainsi, leur utilisation chez une population pédiatrique présentant une morphologie atypique représente une limite. Bien que d'autres méthodes aient été développées, par exemple l'estimation des paramètres segmentaires inertiels par radiographie, les tables anthropométriques restent la méthode la plus utilisée, car elles ne requièrent pas de matériel supplémentaire et n'augmentent pas le temps de la prise de données.

Ainsi, par les données anthropométriques, la cinématique et la mesure de la force de réaction du sol, il est possible de calculer les moments de force. On peut parler de moment de force interne, c'est-à-dire la résultante des forces exercées par les structures internes et de moment de force externe, c'est-à-dire la résultante des forces exercées sur une structure, par exemple une articulation.

2.2.3.2.2 Moments de force interne

Les moments de force habituellement rapportés lors de la marche sont les moments de force interne qui représentent le moment de force produit à une articulation par toutes les structures internes (Figure 2.17) (Winter, 2009). Ainsi, les forces exercées par les muscles, les ligaments et la butée articulaire peuvent être incluses dans le moment de force de l'articulation. Si l'on considère des amplitudes de mouvement n'atteignant pas les limites articulaires, il est admis que le moment de force interne retranscrive l'effet net des muscles passant l'articulation. Le moment de force calculé est égal à la somme de l'action des muscles agoniste et antagoniste, par exemple la somme de l'action des fléchisseurs et les extenseurs du genou. Ainsi, le moment de force interne indique quel groupe musculaire est dominant à cet instant.

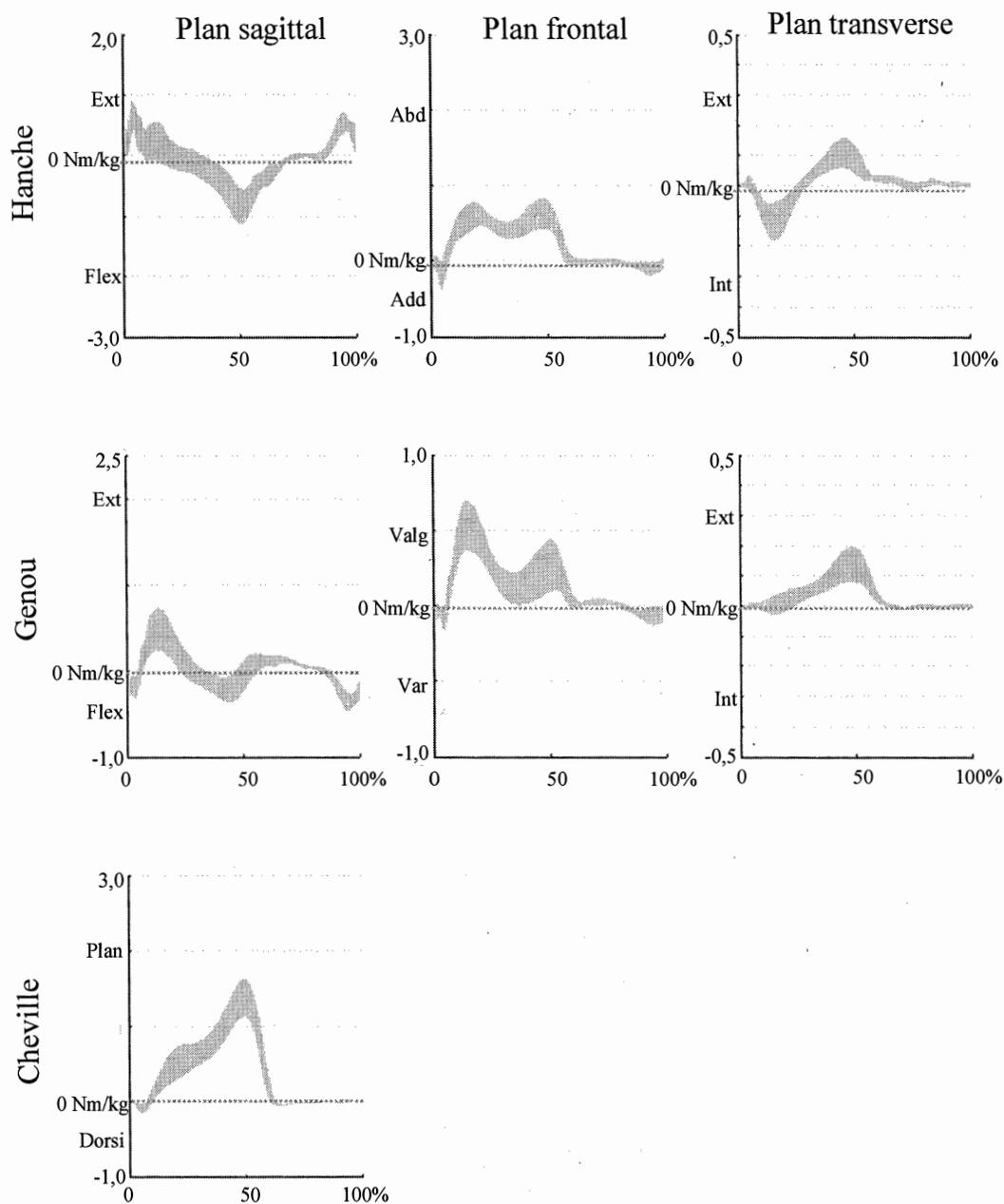


Figure 2.17 Moments de force interne d'enfants avec un développement typique, données issues du Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie Enfant.

2.2.3.2.3 Puissance

La puissance articulaire exercée et absorbée peut être calculée en multipliant la vitesse angulaire par le moment de force à chaque instant (Figure 2.18). Il est ainsi possible d'évaluer l'apport et l'absorption d'énergie au niveau articulaire (Winter, 2009). Bien que cette puissance articulaire donne une information pertinente, certaines limites doivent être prises en considération, lors que l'on souhaite interpréter cette grandeur d'un point de vue musculaire. En effet, la puissance telle que calculée ne retranscrit que partiellement l'action du muscle. Par exemple, la contraction du gastrocnémien lors de la poussée entraîne une puissance générée à la cheville et absorbée au niveau du genou. Cependant, la puissance articulaire telle que calculée peut refléter une faiblesse musculaire, par exemple une faiblesse musculaire des fléchisseurs plantaire se traduira par une plus petite puissance à la cheville lors de la poussée du pied.

2.2.3.2.4 Postulats et limites de la dynamique inverse

Plusieurs postulats sont inhérent à cette méthode. Premièrement, la chaîne cinématique est composée de segments rigides dont leurs masses est concentrée en leurs centres de masse respectifs (Winter, 2009). De plus, toutes les articulations sont considérées comme étant de type sphéroïde et il est supposé qu'aucun frottement n'est présent au niveau de l'articulation (Winter, 2009). Il est aussi considéré que la résistance de l'air est négligeable. D'autre part, l'action des agonistes et des antagonistes n'est pas différenciée puisque c'est leur action combinée qui est mesurée. Ainsi, les co-contractions ne sont pas mises de l'avant dans cette méthode. Ainsi, par ces postulats, le calcul de la cinétique par dynamique inverse représente certaines limites.

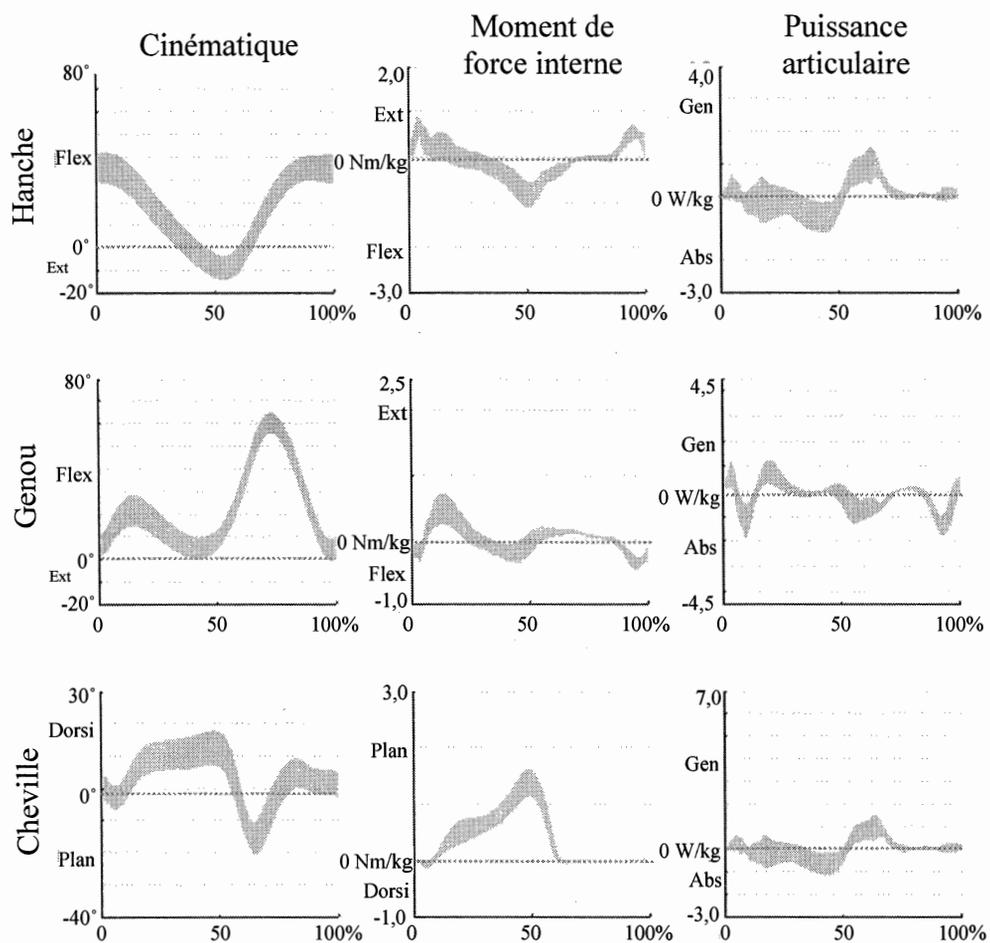


Figure 2.18 Cinématique, moments de force interne et puissance articulaire dans le plan sagittal d'enfants avec un développement typique, données issues du Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie-Enfant.

Plus précisément, lorsque cette méthode est appliquée chez les enfants avec une PC, la présence de difformités n'est pas prise en compte dans les calculs, tout comme la présence de co-contractions s'exerçant sur une articulation (Baker, 2013 ; Davis *et al.*, 1991). En effet, la dynamique inverse permet uniquement le calcul du moment net exercé sur l'articulation. Or, le niveau de co-contraction peut être important chez les enfants avec une PC, notamment en raison de la spasticité musculaire.

2.2.4 Électromyographie de surface

L'électromyographie (EMG) permet de quantifier l'activité musculaire à partir de la mesure du signal myoélectrique. L'EMG de surface permet de quantifier l'activité musculaire des muscles superficiels étant donné que les électrodes sont apposées à la surface de la peau. Dans les prochains paragraphes, la genèse, la mesure et le traitement du signal myoélectrique seront abordés.

2.2.4.1 Genèse du signal myoélectrique

Le signal myoélectrique correspond aux trains de potentiel d'action des unités motrices mesurées à partir des électrodes de surface. Ce signal représente en fait la somme des trains de potentiel d'action des fibres musculaires (Figure 2.19). Le potentiel d'action est créé par la liaison de l'acétylcholine à la terminaison nerveuse. L'arrivée du neurotransmetteur déclenche l'ouverture des canaux d'ions sodium et entraîne la dépolarisation de la membrane de la fibre musculaire, le sarcolemme. La propagation du potentiel d'action le long du sarcolemme mène à la libération de calcium et ainsi, entraîne la contraction musculaire par l'interaction entre les chaînes d'actine et de myosine (McArdle *et al.*, 2001). Au niveau du muscle, ce sont les potentiels d'action musculaires qui sont mesurés. Ces potentiels d'actions définissent l'état électrique en un point du muscle et s'expriment en volts.

Dans le cas d'une réception bipolaire, l'EMG se base sur la différence de potentiel mesurée entre deux électrodes pour mesurer le signal myoélectrique. Ainsi, le signal d'EMG doit traverser différentes structures physiologiques avant de parvenir au site d'enregistrement, c'est-à-dire les électrodes. Les structures physiologiques offrent une résistance à la propagation et atténuent le signal (Baker, 2013).

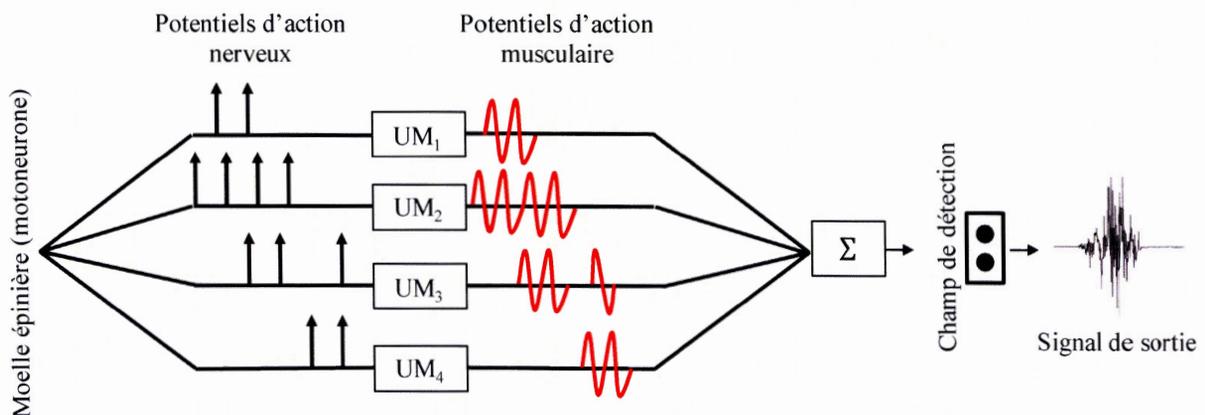


Figure 2.19 Schéma de l'origine du signal d'électromyographie.

UM : Unité motrice. La somme des potentiels d'action des UM situées dans le champ de détection des électrodes de surface correspond au signal d'électromyographie brut. D'après De Luca et al (1979) *Physiology and mathematics of myoelectric signals*. *IEEE Trans Biomed Eng.* 26 (6): 313-325.

2.2.4.2 Mesure du signal myoélectrique par l'électromyographie

L'EMG de surface est également très sensible au bruit de mesure pouvant provenir de l'environnement et du système de mesure en tant que tel (Baker, 2013). D'abord, la préparation de la peau avant le positionnement des électrodes est nécessaire afin de diminuer la résistance cutanée. La peau est nettoyée et une légère abrasion est recherchée pour éliminer les cellules de peau superficielle. Les électrodes, permettant le contact avec la peau à partir d'un gel de chlorure d'argent, sont disposées au niveau du ventre du muscle en les plaçant d'un même côté de la plaque motrice. La distance entre deux électrodes dans le cas de réception bipolaire peut influencer les données acquises, celle-ci est habituellement fixée à 2 cm (Baker, 2013). En effet, si la distance

est trop grande entre deux électrodes, la probabilité que le signal enregistré provienne de différentes origines sera plus grande (Baker, 2013). Finalement, il est important de positionner les électrodes dans le sens des fibres musculaires afin d'optimiser la puissance du signal.

Le regroupement nommé « *Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles* » (SENIAM) a publié un document de référence sur le positionnement des électrodes tant au niveau du positionnement sur le muscle que sur la distance optimale entre deux électrodes lors d'une réception bipolaire (SENIAM, 2018). Une attention toute particulière doit être portée lors de l'enregistrement de l'EMG sur de petits muscles ou lorsque les électrodes sont placées près d'un muscle adjacent. Dans ce cas, il y a une forte possibilité de diaphonie des signaux des muscles adjacents. Ainsi, il est primordial de suivre précisément les recommandations sur le placement des électrodes et, le cas échéant, de les adapter aux particularités individuelles.

2.2.4.3 Analyse temporelle du signal d'électromyographie

En observant le signal d'un point de vue temporel, il est possible de quantifier l'instant et la durée de l'activité du muscle évalué. Le niveau d'activation du muscle peut aussi être quantifié par l'EMG, en mesurant l'amplitude de l'enveloppe du signal. Cependant, comme mentionné, la préparation de la peau et le positionnement des électrodes peuvent grandement influencer cette mesure. Il est alors préférable d'exprimer le niveau d'activation du muscle relatif à une activité maximale (Baker, 2013). Ainsi, une mauvaise coordination musculaire, les co-contractions ainsi que la spasticité peuvent être mises en évidence par l'analyse temporelle du signal d'EMG.

2.2.4.3.1 Indice de coactivation

L'indice de coactivation musculaire peut être utilisé pour calculer la coactivation de l'agoniste et de l'antagoniste lors d'un mouvement et ainsi quantifier l'activité

musculaire spastique. L'indice de coactivation est défini comme suit (Falconer et Winter, 1985) :

$$\text{Indice de coactivation} = 2 \cdot \frac{A_{(A_{ag}, A_{antag})}}{A_{ag} + A_{antag}} \cdot 100$$

Où A_{ag} , A_{antag} (%) est l'aire d'activation commune entre le muscle agoniste et antagoniste et A_{ag} (%) et A_{antag} (%) sont l'aire d'activation du muscle agoniste et antagoniste, respectivement.

En résumé, l'électromyographie intégrée à la cinématique et la cinétique permet une évaluation des troubles primaires et des stratégies compensatoires de la marche (Gage, 1993).

2.2.5 Dépense énergétique

La dépense énergétique à la marche peut être évaluée par des méthodes biomécaniques ou des méthodes physiologiques. Plus précisément, par le calcul de l'énergie dissipée ou par l'évaluation de la dépense énergétique métabolique. Il n'est pas usuel d'évaluer la dépense énergétique dans le cadre d'une AQM, mais l'ajout de cette mesure permet d'avoir une appréciation quantitative de l'efficacité de la marche.

2.2.5.1 Évaluation biomécanique

L'évaluation biomécanique se fait par le calcul de l'énergie dissipée à chaque instant du cycle de marche (Winter, 2009). Cette méthode se base sur les paramètres cinématiques et dynamiques du mouvement pour le calcul de l'énergie. En prenant en considération la marche pathologique des enfants avec une PC, la méthode la plus appropriée se base sur l'intégration des puissances articulaires (Van de Walle *et al.*, 2012 ; Winter, 2009) suivant les formules suivantes :

$$W_j^+ = \sum_{i=1}^n \sum_{i=1}^{CM} \Delta P_{joint} \cdot \Delta t, \quad \text{si } P_{joint} > 0$$

$$W_j^- = \sum_{i=1}^n \sum_{i=1}^{CM} \Delta P_{joint} \cdot \Delta t, \quad \text{si } P_{joint} < 0$$

$$W_j = W_j^+ + |W_j^-|$$

Où, W_j^+ est le travail positif, W_j^- est le travail négatif, W_j est le travail total, CM est la fréquence d'échantillonnage du cycle de marche, n le nombre de segments, P_{joint} est la puissance et Δt est l'intégrale du temps.

Cette méthode de quantification par l'intégration des puissances démontre la meilleure corrélation avec la dépense énergétique métabolique et la meilleure sensibilité chez les enfants avec une PC (Van de Walle *et al.*, 2012). Ainsi, il est possible d'isoler la contribution mécanique d'un segment sur l'énergie totale dissipée à la marche. De plus, cette méthode permet de suivre l'évolution de l'énergie dissipée à chaque instant du cycle de marche. En revanche, les méthodes biomécaniques ne prennent pas en considération les contractions isométriques et les co-contractions des antagonistes lors de la marche. Or, il est reconnu que les enfants avec une PC ont une dépense énergétique liée aux co-contractions plus élevée que les enfants ayant un développement typique (Rose *et al.*, 1989). Ainsi, l'évaluation de la dépense énergétique à la marche par les méthodes biomécaniques présente des limites importantes qui pourraient compromettre la précision des résultats chez cette population.

2.2.5.2 Évaluation physiologique

L'évaluation de la dépense énergétique par l'évaluation métabolique répond aux limites des méthodes biomécaniques puisque cette méthode permet de prendre en

considération la dépense énergétique associée aux contractions isométriques et aux co-contractions durant la marche. Cette méthode se base sur la consommation nette d'oxygène et la vitesse de marche (Schwartz *et al.*, 2006 ; Thomas *et al.*, 2009). L'efficience de la marche est alors calculée selon les équations suivantes :

$$\text{Efficience de la marche} = \left(\frac{O_2 \text{ marche} - O_2 \text{ repos}}{v} \right) \cdot \left(\frac{1}{m \cdot g} \right) \cdot \left(\frac{O_2 \text{ marche}}{v} \right)$$

Où $v = \text{vitesse de marche} \cdot \left(\frac{1}{\sqrt{g \cdot L_{jambe}}} \right)$ et $O_2 \text{ marche}$ et $O_2 \text{ repos}$ représentent respectivement la consommation d'oxygène à la marche et au repos, L_{jambe} représente la longueur du membre inférieur, m la masse et g la gravité (9,81 m·s⁻¹).

Cependant, la mesure de l'énergie métabolique ne permet pas de détecter l'origine de l'augmentation de la dépense énergétique de l'individu. D'autre part, cette méthode de calcul de la dépense énergétique nécessite que l'exercice sollicite principalement la filière énergétique aérobie. En prenant cette information en considération, un court exercice de marche ne sera pas suffisant pour calculer la dépense énergétique associée à l'exercice.

2.2.6 Résumé de la section

L'AQM est un outil pouvant être utilisé afin de répondre à des besoins cliniques ou de recherche. La mesure des paramètres spatiotemporels, cinématique, cinétique et d'électromyographie et la dépense énergétique permet d'évaluer précisément un trouble neurologique et musculosquelettique complexe tel que la PC.

2.2.7 Les capacités de marche

L'AQM est couramment réalisée à vitesse confortable, spontanément choisie par l'individu sur une distance de 10 à 15 mètres. Cependant, cette évaluation ne reflète pas totalement les déplacements de la vie quotidienne. Dans l'environnement quotidien, il est important, non pas seulement de marcher confortablement, mais aussi d'être capable d'augmenter leur vitesse de marche en fonction des situations auxquels ils doivent faire face (Middleton *et al.*, 2016). De plus, le périmètre de marche, ou la distance que l'individu est capable de parcourir, autrement dit son endurance à la marche, est un élément clé pour son intégration sociale et sa qualité de vie (Rimmer, 2001). Ainsi, il est primordial que les évaluations de la marche soient précises lorsque l'objectif est d'étudier la marche dans son ensemble.

Les capacités de marche détaillées dans la prochaine section sont la vitesse maximale de marche (Middleton *et al.*, 2016), définie comme l'habileté de marcher le plus rapidement possible, l'endurance à la marche (Parent *et al.*, 2016), définie comme la capacité de marcher sur une plus grande distance ou période et l'efficacité de la marche (Rose *et al.*, 1990), définie comme le coût énergétique rapportée à la distance parcourue. Ces capacités de marche déterminent l'habileté de l'individu à faire face à des situations particulières de la vie quotidienne. Conséquemment, ces habiletés influencent grandement la participation de l'individu dans sa communauté (Middleton *et al.*, 2016).

2.2.7.1 Vitesse de marche confortable

La vitesse de marche confortable représente la vitesse de marche spontanément choisie par l'individu. Il est connu, chez les individus ayant un développement typique, que cette vitesse de marche choisie est la plus efficace (Abel et Damiano, 1996). L'augmentation de la vitesse de marche par l'amélioration de la force musculaire, de l'amplitude de mouvement et par la diminution de la spasticité sont des objectifs thérapeutiques ciblés chez les enfants avec une PC spastique bilatérale. En effet,

l'amélioration de l'efficacité de la marche par l'augmentation de la vitesse de marche confortable est l'un des principaux objectifs des thérapies chez les enfants avec une PC. Ainsi, la mesure de la vitesse de marche confortable est importante pour caractériser les habiletés ambulatoires.

Dans le cadre d'une AQM, il est demandé à l'individu de marcher le long d'un corridor d'un minimum de 12 mètres (Baker, 2013). Dans un contexte clinique, afin de mesurer la vitesse de marche, le test des 10 mètres de marche peut être utilisé. Il s'agit d'un test sensible et reproductible chez les enfants avec une PC (Chrysagis *et al.*, 2014). La période d'accélération et de décélération de la marche ne doit pas être prise en compte afin d'évaluer de manière valide la vitesse de marche de confort.

2.2.7.2 Marche rapide

La capacité d'augmenter sa vitesse de marche ou encore la vitesse de marche maximale est primordiale pour l'autonomie des déplacements afin de permettre à l'individu de faire face aux situations de la vie courante. Les enfants avec une PC sont majoritairement en mesure d'augmenter leur vitesse de marche (Davids *et al.*, 2017). Cependant, seulement 34 % des enfants classifiés au niveau III de l'échelle de classification globale, GMFCS, ont la capacité d'augmenter leur vitesse de marche (Davids *et al.*, 2017). Par conséquent, la marche rapide représente un défi comparativement au maintien de la vitesse de marche confortable.

L'augmentation de la vitesse de marche requiert une plus grande puissance musculaire et un bon contrôle de l'équilibre (Middleton *et al.*, 2017 ; Peterson *et al.*, 2011). En effet, la capacité d'augmenter sa vitesse de marche permet une séparation des habiletés de marche, en ce qui concerne l'endurance, la force et l'équilibre chez les enfants avec une PC (Chrysagis *et al.*, 2014). Il est possible de quantifier cette habileté par l'évaluation de la marche rapide maximale ou par la vitesse de marche de réserve. La vitesse de marche de réserve peut être calculée par la différence ou le ratio entre la marche à vitesse maximale et la marche à vitesse confortable (Middleton *et al.*, 2016).

Tout comme la marche confortable, le test des 10 mètres de marche peut être utilisé pour quantifier la vitesse de marche maximale (Chrysagis *et al.*, 2014 ; Davids *et al.*, 2017). Ce test, couplé à une AQM, permet la description complète de cette habileté.

2.2.7.3 Vitesse de marche d'endurance

L'endurance à la marche conditionne le périmètre de marche et l'apparition de fatigue. Il a été démontré qu'une fatigue est apparente lors d'un exercice de marche de six minutes chez les enfants avec une PC (Parent *et al.*, 2016). En effet, une dégradation de la cinématique et des paramètres spatiotemporels a été observée chez des enfants avec une PC marchant en triple flexion. De plus, il a été démontré qu'à vitesse confortable, la vitesse de marche d'un exercice de dix minutes est réduite comparativement à un court exercice de marche (Pirpiris *et al.*, 2003). Il est alors important d'évaluer l'endurance à la marche sur des distances correspondant aux déplacements de la vie quotidienne.

Afin d'évaluer cette habileté, il a été démontré qu'un test de marche d'une durée de six minutes est considéré comme représentatif des déplacements quotidiens (Graham *et al.*, 2004) et qu'il est suffisamment long pour possiblement causer de la fatigue (Parent *et al.*, 2016).

2.2.7.4 Efficience de la marche

L'efficience de la marche peut être définie comme la dépense énergétique rapportée à la distance parcourue (Rose *et al.*, 1990). D'un point de vue physiologique, l'efficience de la marche se mesure par la quantité d'énergie requise par rapport au travail accompli (McArdle *et al.*, 2001). En effet, l'optimisation de la dépense énergétique à la marche se réfère au concept d'efficacité de la tâche.

L'efficacité d'un système se rapporte à la relation entre l'entrée et la sortie d'énergie. Ainsi, l'efficacité de l'homme en mouvement se mesure par la quantité d'énergie

requis par rapport au travail accompli, c'est-à-dire le rapport d'énergie utilisable à l'énergie mise en œuvre durant l'activité (Willems *et al.*, 2012). L'efficacité idéale est que la totalité de l'énergie consommée soit transformée en énergie utile. En réalité, il y a toujours de l'énergie dissipée dans l'environnement, notamment sous forme de chaleur, c'est-à-dire que ce n'est pas la totalité de l'énergie consommée qui sera transformée en énergie utile. Pour augmenter l'efficacité d'un système, il faut diminuer l'énergie consommée pour un même travail mécanique ou augmenter le travail pour une même énergie consommée.

2.2.7.4.1 Principes de l'efficacité de la marche chez une personne avec un développement typique

Dans la littérature, on retrouve de nombreuses recherches qui se sont intéressées à mieux comprendre la biomécanique de la marche pour tenter de déterminer les facteurs clés de l'efficacité. Plusieurs modèles théoriques ont été proposés afin d'expliquer les principes de conservations d'énergie durant un cycle de marche et mettre de l'avant les moments où de l'énergie supplémentaire est requise. Dans les prochains paragraphes, les mécanismes de l'efficacité de la marche seront abordés à travers les deux principales théories présentes dans la littérature, à savoir, les six déterminants de la marche (Saunders *et al.*, 1953), et les principes dynamiques de la marche (Donelan *et al.*, 2002 ; Kuo *et al.*, 2005 ; Kuo et Donelan, 2010).

2.2.7.4.1.1 Six déterminants de la marche

Les six déterminants de la marche, originalement décrits par Saunders *et al.* (1953), sont considérés, encore aujourd'hui comme étant l'un des principes clés dans la biomécanique de la marche. Les six déterminants de la marche expliquent la diminution et le lissage de l'amplitude de déplacement vertical et latéral du CoM (Figure 2.20). Ainsi, le postulat de départ est qu'une diminution de l'amplitude du déplacement du CoM serait associée à une diminution de la dépense énergétique (Saunders *et al.*, 1953). En ce sens, Saunders *et al.* ont proposé que (1) la rotation du bassin diminuerait l'amplitude de l'arc de déplacement du CoM en augmentant la hauteur de celui-ci

lorsqu'il est à son plus bas, c'est-à-dire durant la phase de double support et (2) que l'inclinaison du bassin et la flexion du genou diminueraient la hauteur du CoM lorsqu'il est à son plus haut point durant la phase de simple appui.



Figure 2.20 Représentation du déplacement du centre de masse lors de la marche d'un individu avec un développement typique.

D'après Saunders et al (1953) Determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am.* 35 (3) : 543-558

Depuis, certaines nuances ont été apportées aux six déterminants de la marche. Ainsi, il a été confirmé que la rotation et l'inclinaison du bassin en plus de la flexion du genou durant la phase de simple appui ont un effet sur la réduction du déplacement vertical du CoM (Della Croce *et al.*, 2001). Cependant, il a été démontré que l'effet de l'inclinaison du bassin et de la flexion du genou sur la diminution de la hauteur du centre de masse est limité (Gard et Childress, 1999). Il est de même pour la rotation du bassin, qui contribue seulement à 10 % de la réduction de l'amplitude du déplacement du CoM (Kerrigan *et al.*, 2001).

Dans la mesure où, dans l'article original de 1953, Saunders et al n'ont pas intégré le pied dans leur modèle, ils ont ainsi omis les effets des mouvements de la cheville. Kerrigan et al (2000), ont repris le modèle de Saunders et ont ajoutés un segment correspondant au pied. Ils ont ainsi démontré que la combinaison de la jambe et du pied a un rôle déterminant dans la minimisation du déplacement vertical du CoM (Kerrigan Della Croce *et al.*, 2000). L'action coordonnée du genou et de la cheville diminuerait l'amplitude sinusoïdale de la trajectoire du CoM.

Cependant, il a été démontré qu'une marche minimisant le déplacement vertical du CoM est plus coûteuse en énergie (Gordon *et al.*, 2009). En effet, marcher en maintenant un CoM sans déplacement vertical sera plus coûteux en énergie que de marcher en maintenant un déplacement du CoM où le transfert d'énergie est optimal entre l'énergie potentielle et cinétique. Ainsi, il ne s'agit pas de minimiser le déplacement vertical du CoM, mais bien de l'optimiser.

2.2.7.4.1.2 Principes dynamiques de la marche

Cette approche trouve en grande partie sa validité dans le domaine de la robotique et plus particulièrement dans les approches dynamiques de la marche passive (Collins *et al.*, 2005). En effet, cette approche permet d'expliquer les mécanismes de conservation et de dissipation d'énergie durant un cycle de marche. Plus précisément, deux modèles théoriques sont principalement pris en compte. Le premier modèle se base sur la théorie du pendule inversé durant les phases de simple appui (Kuo et Donelan, 2010). Le second modèle met de l'avant les paramètres influençant le cout énergétique lors de la transition d'un pas sur l'autre (Donelan *et al.*, 2002 ; Kuo *et al.*, 2005).

2.2.7.4.1.2.1 Le modèle du pendule inversé

Le modèle du pendule inversé est utilisé pour expliquer le principe de conservation de l'énergie durant la phase de simple appui à la marche chez l'individu ayant une marche non pathologique (Kuo *et al.*, 2005). Le modèle du pendule inversé se base sur le

mouvement d'une pendule et illustre la trajectoire du CoM durant la phase de simple appui lors de la marche chez l'humain (Figure 2.21).

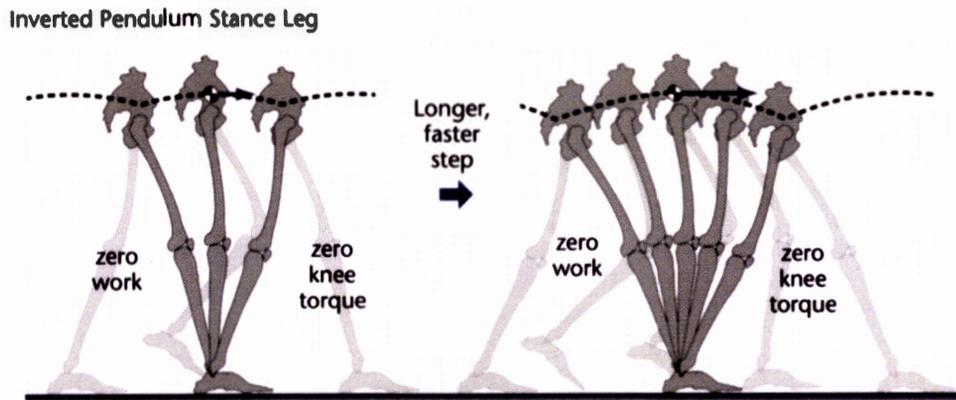


Figure 2.21 Le modèle du pendule inversé.

La jambe d'appui agit comme une pendule inversée, ce qui permet un transfert d'énergie cinétique en énergie potentielle durant la phase ascendante du CoM et d'énergie potentielle en énergie cinétique durant la phase descendante du CoM. D'après Kuo et Donelan (2010) *Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implications. Phys Ther.* 90 (2) : 157-174.

2.2.7.4.1.2.1.1 Postulats du modèle

Tout d'abord, le modèle du pendule inversé s'appuie sur quelques postulats (Kuo *et al.*, 2005). Premièrement, les membres inférieurs sont droits ou ont une légère flexion durant la phase de simple appui. En second lieu, il est présumé que sans contraction musculaire, le système musculo-squelettique n'offre pas de résistance.

2.2.7.4.1.2.1.2 Description du modèle

Selon ces postulats, la marche peut être comparée au mouvement de deux pendules. Le membre inférieur en appui agit comme un pendule inversé puisque l'axe de rotation se trouve au niveau de la cheville, tandis que le membre inférieur en oscillation agit comme un pendule se balançant à partir de l'articulation de la hanche (Kuo *et al.*, 2005). Au niveau de la trajectoire du CoM, on observe une phase ascendante puis descendante

lors de la phase de simple appui. Considérant sa vitesse initiale et les postulats mentionnés dans le paragraphe précédent, l'énergie mécanique du CoM est constante durant le mouvement du pendule inversé. Durant la marche, il y a donc un transfert d'énergie cinétique en énergie potentielle, durant la phase ascendante du centre de masse et d'énergie potentielle en énergie cinétique, durant la phase descendante du CoM. En théorie, ce mouvement ne requiert aucun travail mécanique si le transfert d'énergie est optimal. En résumé, le modèle du pendule inversé met de l'avant le faible besoin d'énergie pour déplacer le CoM durant les phases de simple appui.

Cependant, un travail mécanique positif est nécessaire pour rediriger le CoM de la phase descendante d'un pendule à la phase ascendante du prochain pendule (Kuo et Donelan, 2010). Ce moment est nommé la transition d'un pas à l'autre et, est mis de l'avant comme la phase du cycle de marche conditionnant grandement la dépense énergétique à la marche.

2.2.7.4.1.2.2 Transition d'un pas à l'autre

En effet, la marche requiert une transition entre les pas, c'est-à-dire une transition entre le membre inférieur en appui vers la futur membre inférieur en appui. Cet instant serait primordial dans la minimisation de la dépense énergétique à la marche puisqu'un travail positif est nécessaire pour rediriger le CoM entre les arcs des pendules inversés (Kuo et Donelan, 2010) (Figure 2.22). Ainsi, une bonne dynamique lors de cet instant faciliterait la conservation d'énergie d'un pas à l'autre. La dépense énergétique à la marche serait diminuée puisque le travail mécanique nécessaire pour la transition d'un pas à l'autre équivaut au coût métabolique significatif qui comprend presque la moitié du coût métabolique à la marche (Grabowski *et al.*, 2005).

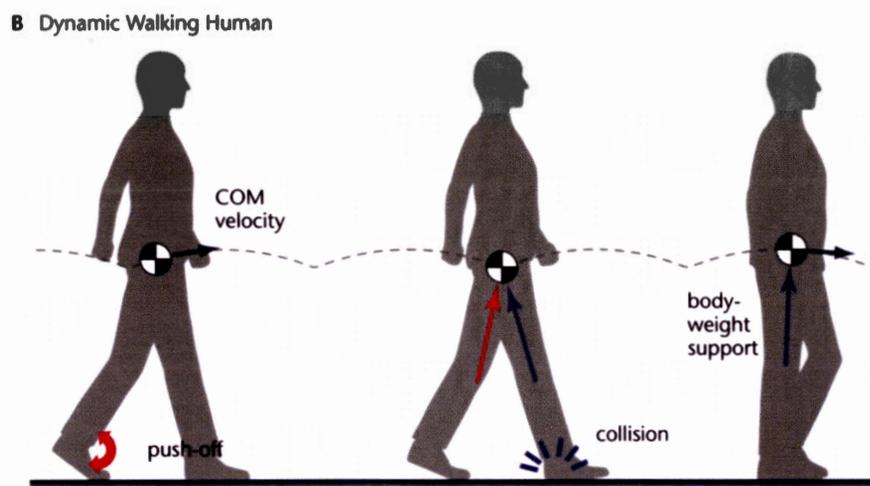


Figure 2.22 Représentation de la transition d'un pas à l'autre.

Le membre inférieur arrière réalise un travail positif lors de la poussée. La collision du membre inférieur avant entraîne un travail négatif afin de décélérer le CoM. D'après Kuo et Donelan (2010) *Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implications. Phys Ther.* 90 (2) : 157-174.

2.2.7.4.1.2.2.1 Description du modèle

Durant la transition d'un pas à l'autre, la composante horizontale de la force de réaction du sol agit dans la même direction que la vitesse angulaire sous le pied arrière, ce qui résulte à un travail positif lors de la phase de poussée. En ce qui concerne le membre inférieur avant, le membre inférieur réalisant le contact initial au sol, la composante horizontale de la force de réaction du sol n'agit pas dans la même direction que la vitesse angulaire, ce qui se traduit par un travail négatif. Afin d'optimiser le transfert d'énergie, la poussée du pied du membre inférieur arrière doit survenir immédiatement avant le contact initial au sol. De cette façon, la variation de la vitesse du CoM engendrée par la collision du pied au sol serait diminuée et réduirait ainsi, la dissipation d'énergie et le travail positif nécessaire lors de la transition d'un pas à l'autre. D'autre part, pour minimiser la variation de vitesse, le travail positif du membre arrière doit être équivalent au travail négatif du membre avant (Kuo et Donelan, 2010). En effet, si

la poussée du pied arrière ne compense pas suffisamment la collision du membre inférieur opposé, un travail additionnel sera requis durant la phase d'appui suivante.

Ces principes dynamiques de la marche expliqueraient en partie pourquoi l'être humain préfère marcher en utilisant une combinaison particulière de longueur, de fréquence et même de largeur des pas. L'objectif de cette combinaison particulière est d'optimiser la dépense énergétique à la marche (Kuo *et al.*, 2005). Cependant, dans une marche atypique, où il y a présence de troubles tels que la spasticité et des difformités osseuses amenant une déformation du patron de marche, ces modèles s'appliquent difficilement. Les caractéristiques particulières du patron de marche de l'enfant avec une PC modifient les principes biomécaniques de la marche normale conditionnant l'efficacité de cette dernière.

2.2.7.4.2 Efficacité de la marche chez des enfants avec une paralysie cérébrale

L'efficacité de la marche, dans un contexte de marche pathologique, est déterminante pour la participation aux activités de la vie quotidienne puisqu'elle a un impact significatif sur l'autonomie et la qualité de vie de ces enfants. Une marche efficace permet d'augmenter la distance parcourue quotidiennement et diminue le niveau de fatigue de l'individu (Rimmer, 2001). Dans la littérature, on retrouve certaines études ayant pour objectif d'améliorer l'efficacité de la marche, mais peu d'études ont cherché à définir et à mieux comprendre les paramètres clés de l'efficacité de la marche pathologique.

L'efficacité de la marche peut être influencée par les capacités cardiorespiratoires de l'individu ou par son patron de marche puisque l'efficacité de la marche est définie comme la dépense énergétique rapportée à la distance parcourue (Rose *et al.*, 1990). Naturellement, plus les capacités cardiorespiratoires seront élevées, plus le coût relatif de la marche sera faible, c'est-à-dire le pourcentage de la consommation maximale d'oxygène. De plus, si en modifiant les capacités du système musculosquelettique de

l'enfant, celui-ci est capable d'adopter un patron de marche plus efficace, alors sa marche sera plus efficiente.

2.2.7.4.2.1 Influence de la santé cardiovasculaire sur l'efficience de la marche

Il est connu que les enfants avec une PC ont une endurance physique réduite liée à une réduction de leurs capacités aérobies (Rose *et al.*, 1989). Cette diminution de la capacité aérobie est due à un volume d'activité physique plus bas que les enfants ayant un développement typique (Orlin *et al.*, 2010). Pourtant, à la suite d'un entraînement à prédominance aérobie, il est possible d'améliorer les capacités cardiorespiratoires d'un enfant avec une PC. Il a notamment été démontré qu'un entraînement en natation améliore l'efficience de la marche chez des adolescents avec une PC (Ballaz *et al.*, 2011). L'amélioration de l'efficience de la marche serait causée par les adaptations du système cardiorespiratoire et ainsi entraînerait une diminution du coût énergétique de la marche. Ces résultats démontrent la pertinence de cibler les adaptations du système cardiorespiratoires lors d'interventions visant l'amélioration de l'efficience de la marche chez cette population dans l'optique de diminuer le coût relatif de l'exercice de marche.

2.2.7.4.2.2 Influence des paramètres biomécaniques sur l'efficience de la marche

Comme mentionné dans les sections précédentes, les enfants avec une PC ont des patrons de marche atypiques se traduisant par une modification de la cinématique des membres inférieurs. En modifiant ainsi la cinématique des membres inférieurs, les principes de l'efficience de la marche normale peuvent difficilement s'appliquer. Tout d'abord, la flexion excessive des genoux ou la flexion non constante des genoux durant le cycle de marche, altère le principe du pendule inversé (Kuo et Donelan, 2010).

D'autre part, la cinématique de la cheville est altérée et une diminution de la puissance générée à la cheville est observée lors de la phase de poussée comparativement à des enfants ayant un développement typique (Eek *et al.*, 2011). Ainsi, la puissance générée n'est pas suffisante pour effectuer une transition efficiente d'un pas à l'autre. De plus,

le manque de coordination musculaire et de synchronisation musculaire présent chez les enfants avec une PC peut aussi affecter la transition d'un pas à l'autre. En effet, un décollement du pied plus tôt ou légèrement plus tard affecte l'efficacité de la transition d'un pas à l'autre puisqu'il en découle une perte d'énergie et donc une compensation par l'augmentation du travail mécanique (Kuo et Donelan, 2010).

De plus, il a été démontré que l'échange entre l'énergie potentielle et cinétique, un mécanisme important d'économie d'énergie durant la transition d'un pas à l'autre, n'est pas optimal chez les enfants avec une PC (S. D. Russell *et al.*, 2007). Ce transfert inefficace d'énergie serait dû en partie à une trajectoire verticale du CoM plus élevée et donc une plus grande variation d'énergie potentielle. En effet, le pic d'énergie potentielle survient trop tard pour optimiser le transfert d'énergie entre l'énergie potentielle et cinétique. L'augmentation de l'excursion du CoM dans l'axe vertical serait due principalement à une hauteur minimale plus basse du CoM causée par la flexion des membres inférieurs durant la phase de double appui et par le décollement précoce du talon lors de la phase de simple appui (S. D. Russell *et al.*, 2007).

À la lumière des altérations du patron de marche des enfants avec une PC, on peut donc penser que l'efficacité de la marche chez cette population s'explique par d'autres principes biomécaniques que ceux qui régissent la marche normale.

2.3 Bilan de la revue de la littérature

À la suite de cette revue de la littérature, on peut constater que la PC est un trouble neurologique aux conséquences musculosquelettiques complexes. Une grande variété de troubles moteurs découle de la lésion et a des impacts variés sur le niveau fonctionnel de ces enfants. Devant l'hétérogénéité de cette population, il est important de préciser les critères d'inclusion. Dans la littérature, la PC est habituellement étudiée en considérant tous les types d'atteintes. Or, comme il a été mentionné dans le dernier chapitre, plus de la moitié des cas de PC spastique ont une atteinte bilatérale et

présentent des troubles de la marche majeurs. Par conséquent, préciser l'impact des troubles moteurs chez cette population est primordial. De plus, l'inclusion des enfants avec un faible niveau fonctionnel est cruciale. En effet, c'est chez cette population que l'on observe les risques les plus élevés liés à la perte d'autonomie de la marche.

L'un des objectifs les plus visés lors d'intervention est l'amélioration ou le maintien de l'efficacité de la marche. En effet, la marche et les capacités qui s'y rattachent conditionnent les déplacements autonomes et ainsi, la qualité de vie de ces individus. Contrairement à l'évaluation de la fonction motrice globale par des échelles d'évaluation, l'AQM est un outil mesurant précisément la biomécanique de la marche par les paramètres spatiotemporels, cinématiques et cinétiques. L'ajout de l'évaluation des capacités de marche, telles que la dépense énergétique ou la marche rapide, permet de rendre l'évaluation plus spécifique par rapport aux demandes de la vie quotidienne.

La présente thèse s'intéresse aux relations entre les capacités de marche et la fonction motrice chez des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale en incluant des enfants avec un faible niveau fonctionnel. L'avancement des connaissances permettant de mieux identifier les déterminants conditionnant les capacités de marche chez cette population et aiderait à mieux cibler les interventions.

CHAPITRE III

OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

Comme mentionné dans la première partie de cette thèse, plusieurs paramètres influencent directement ou indirectement les capacités de marche des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale. Améliorer la fonction locomotrice est un objectif constant des processus de réadaptation. Ainsi, il est primordial d'étudier les facteurs influençant les capacités de marche chez cette population. La production de nouvelles connaissances permettra de mieux comprendre les capacités de marche et les paramètres qui s'y rattachent et possiblement influencer les choix thérapeutiques.

3.1 Objectif général

L'objectif général de cette thèse est d'étudier les relations entre les capacités de marche et la biomécanique de la marche chez des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale. La force musculaire est également anticipée comme un facteur déterminant pour les capacités de marche.

3.1.1 Objectifs spécifiques

Pour répondre à cet objectif général, trois objectifs spécifiques ont été déterminés.

3.1.1.1 Objectif spécifique 1

Le premier objectif spécifique est d'étudier la relation entre l'efficacité de la marche, la force musculaire et les paramètres cinématiques et cinétiques de la marche chez des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale. Cette étude pilote permettra d'approfondir par la suite, les déterminants émergeant de ces résultats.

3.1.1.2 Objectif spécifique 2

L'objectif de la seconde étude est d'évaluer la relation entre différentes capacités de marche et la force musculaire chez des enfants et adolescents avec une PC spastique bilatérale.

3.1.1.3 Objectif spécifique 3

L'objectif de cette étude est d'évaluer les paramètres cinématiques conditionnant la longueur d'un pas chez des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale.

CHAPITRE IV

MISE EN PLACE D'UNE BANQUE DE DONNÉES D'ANALYSE QUANTIFIÉE DE LA MARCHE

Le Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie Enfant (LAM-CRME) est dirigé par le Pr Laurent Ballaz, chercheur au Centre de recherche du Centre hospitalier universitaire (CHU) Sainte-Justine, axe santé musculosquelettique et réadaptation. Au-delà de ses activités de recherche, ce laboratoire a également pour mandat de réaliser des AQM à des fins cliniques. Ces évaluations ont permis le développement d'une banque de données comprenant les données issues d'une AQM, mais aussi différents tests mesurant la force musculaire, l'endurance et la dépense énergétique à la marche, ainsi que le contrôle postural. Ces évaluations, qui font l'originalité de la banque de données du LAM-CRME, ont permis de répondre à mes questions de recherche par une analyse rétrospective de ces données. Il est important de noter que lorsque le niveau fonctionnel de l'enfant le permet, l'ensemble des évaluations est systématiquement réalisé indépendamment de l'objectif de l'AQM. De cette façon, le début de mes études doctorales a consisté à mettre en place les outils de mesures et les protocoles d'évaluations, de mettre en place la banque de données et de produire des rapports de marche à des fins clinique.

4.1 Implication au Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie Enfant

Tout d'abord, il est important de noter que j'ai intégré le LAM-CRME moins d'une année après sa création. Les outils de mesures venaient tout juste d'arriver, c'est-à-dire

un système de caméras optoélectroniques, des plateformes de force et un système d'électromyographie. Ainsi, durant la fin de ma maîtrise, à titre d'assistante de recherche à temps partiel, et dès le début de mes études doctorales, je me suis investie dans la mise en place du LAM-CRME. J'ai participé activement à l'installation du matériel, à l'élaboration des procédures et à l'élaboration des protocoles de mesures et d'analyses. Les procédures et les protocoles produits sont désormais systématiquement utilisés par l'équipe du LAM-CRME. Il est important de souligner que ce travail a été réalisé conjointement avec Audrey Parent (doctorat en cours).

Une connaissance accrue des outils de mesures a permis de développer des procédures robustes tout en répondant à la fois à une forte demande clinique et à nos questions de recherche. Ainsi, une fois les procédures établies, nous avons activement participé à la mise en place de la banque de données de marche et à l'organisation de cette dernière. Dans le cadre des évaluations cliniques, nous avons également eu le mandat de réaliser les rapports de marche à des fins cliniques. Ainsi, nous avons développé les modèles de rapports et les procédures s'y rattachant. Ces modèles et procédures sont aujourd'hui utilisés quotidiennement au LAM-CRME. Puis, nous avons formé les nouveaux étudiants arrivants au laboratoire à l'utilisation des outils de mesure et à la réalisation d'une AQM. Ainsi, au fil des années et sous la supervision du Pr Ballaz, nous avons assuré le bon fonctionnement du laboratoire.

4.1.1 Mise en place du laboratoire et des outils de mesure

Comme mentionné précédemment, ma collègue et moi avons contribué significativement à l'installation du matériel, c'est-à-dire au placement du système optoélectronique et à l'installation des plateformes de force (Figure 4.1). De plus, nous avons pris part à la synchronisation des systèmes, à savoir les plateformes de force, l'électromyographie et le système de caméra optoélectronique. Ainsi, nous avons développé une connaissance accrue des caractéristiques techniques des systèmes afin d'optimiser leur fonctionnement.

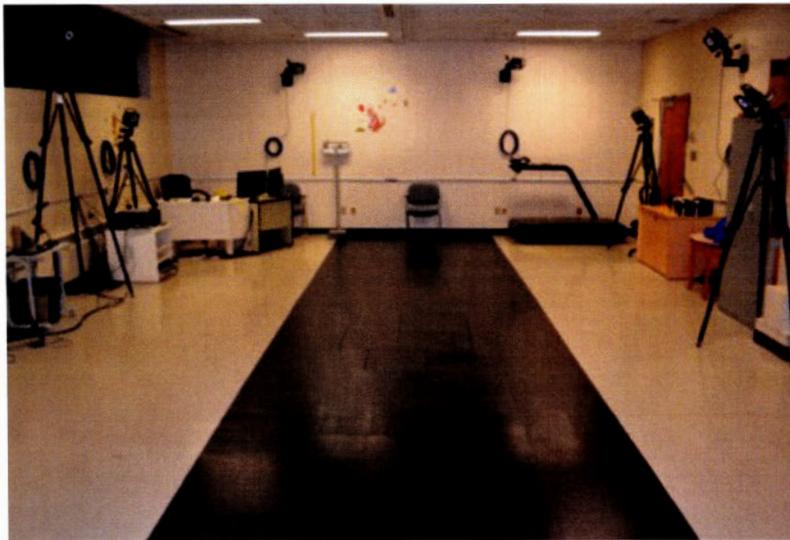


Figure 4.1 Disposition du Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie Enfant.

4.1.2 Mise en place des protocoles de collecte des données

Une fois le matériel installé, nous avons travaillé sur la mise en place des protocoles d'évaluation systématique. Tout d'abord, nous avons développé les procédures de calibrations des différents outils de mesures afin d'en optimiser la précision. Puis, les protocoles d'analyse de marche ont été établis selon le besoin clinique et afin de répondre à nos questions de recherche. Il est à noter que le protocole établi est, à ce jour, utilisé par les autres étudiants du laboratoire. Ainsi, le protocole utilisé comprend :

- I. *Test de force musculaire maximale isométrique par dynamométrie portable ;
évaluation des fléchisseurs et extenseurs du genou et de la hanche en plus des abducteurs de la hanche (Eek *et al.*, 2006) ;
- II. Test de mise en charge des membres inférieurs en position statique debout ;
- III. Analyse cinématique de la position statique debout (Baker, 2013) ;
- IV. Test de contrôle postural sur une plateforme de force ; avec et sans vision comme conditions d'évaluation (Shumway-Cook et Woollacott, 2007) ;
- V. *Analyse de la marche à vitesse confortable (Baker, 2013) ;
 - i. Analyse cinématique ;
 - ii. Analyse cinétique ;
 - iii. Analyse par l'électromyographie ;
- VI. *Analyse de la marche rapide (Abel et Damiano, 1996) ;
 - i. Analyse cinématique ;
 - ii. Analyse par l'électromyographie ;
- VII. Analyse de l'initiation à la marche (C. Stackhouse *et al.*, 2007) ;
 - i. Analyse cinématique ;
 - ii. Analyse cinétique ;
 - iii. Analyse par l'électromyographie ;
- VIII. *Test de six minutes de marche à vitesse confortable (Graham *et al.*, 2004) ;
 - i. Analyse cinématique ;
 - ii. Analyse par l'électromyographie ;
- IX. *Mesure de la dépense énergétique à la marche (Rose *et al.*, 1989) ;

Les évaluations marquées d'un astérisque sont celles qui ont été utilisées dans cette thèse.

4.1.3 Mise en place des protocoles de traitement des données

Lors de notre arrivée au laboratoire, nous avons été formées sur les différentes étapes d'une AQM comprenant : la calibration des systèmes, la collecte, le traitement et l'interprétation des données. Au début de nos études doctorales, nous nous sommes

formées aux différents logiciels utilisés (Nexus, Polygon, EMG Analyzer, Matlab). Nous avons défini une méthodologie de traitement précise afin d'assurer la reproductibilité des procédures. Ce point a été particulièrement important en raison de l'augmentation du nombre d'étudiants au laboratoire. Plus précisément, j'ai participé activement à l'écriture d'un code Matlab qui automatise le traitement des données, diminuant ainsi le temps requis pour le traitement des données issues de l'AQM. La systématisation des procédures a également permis de diminuer la subjectivité de l'évaluateur dans le traitement des données. Finalement, lorsque la banque de données a été approuvée par le comité d'éthique et de la recherche du CHU Sainte-Justine (certificat #4093, voir Annexe A), j'ai mis en place les protocoles de stockage des données afin d'assurer la bonne gestion à long terme des données.

4.1.4 Mise en place des collaborations cliniques

Finalement, le LAM-CRME répond à une demande clinique et a pour objectif d'enrichir les connaissances sur la marche pathologique par la recherche. Ainsi, dès le début des activités du laboratoire, certaines collaborations avec des cliniciens ont été mises en place. Mon rôle a été de maintenir ces collaborations et de participer activement aux différentes rencontres. Par exemple, lors de la production d'un rapport de marche pour la clinique, nous avons tenu des rencontres avec les médecins et les cliniciens afin d'expliquer et interpréter les données issues de l'AQM. Finalement, j'ai réalisé les gabarits pour les rapports de marche clinique et mis en place le fonctionnement de prise de rendez-vous et la communication entre la clinique et le laboratoire lorsque requis.

Dès le début de mon doctorat, j'ai activement participé à la production et à l'analyse des rapports de marche envoyés à la clinique pour décrire les troubles de la marche chez les enfants vus au laboratoire. Ainsi, j'ai pu développer une expertise dans l'analyse des données de marche. Ces connaissances se sont avérées essentielles tout au long de mes études doctorales.

4.2 Collecte des données

J'ai réalisé les AQM reliées à mes études doctorales, et d'autres, reliées à de multiples projets ou des collaborations avec la clinique. J'ai participé à plus d'une centaine d'AQM qui ont été ajoutées, avec le consentement des parents et enfants, à la banque de données de marche. Ainsi, les données provenant en grande partie des analyses de marche demandées par la clinique sont mises en valeur dans cette présente thèse.

4.3 Formation de la relève

Toujours à l'aide de ma collègue, nous avons formé les nouveaux étudiants arrivant au laboratoire. Ainsi, j'ai participé à la formation de plus de 11 étudiants (baccalauréat, maîtrise et doctorat). Ils ont été formés à l'utilisation des outils de mesures, à l'AQM, aux traitements des données, à l'écriture des rapports et à l'interprétation des données issues de l'AQM. Afin de faciliter le partage des connaissances, nous avons écrit des documents ayant pour objectif d'accompagner les étudiants dans leurs apprentissages des différentes tâches du laboratoire. Ainsi, les nouveaux étudiants ont accès aux documents qui leur montrent étape par étape l'AQM, de la calibration des systèmes à l'écriture du rapport de marche.

Ainsi, mes études doctorales sont bien plus qu'une mise en valeur de la banque de données de marche du LAM-CRME. J'ai mis en place une banque de données d'AQM, tout en répondant à mes questions de recherche et en participant à la formation de la relève.

CHAPITRE V

MÉTHODOLOGIE

Comme mentionné dans le chapitre III, l'objectif général de ce projet de recherche doctoral est d'étudier les relations entre les capacités de marche et la biomécanique de la marche chez des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale. Ainsi, trois sous-objectifs ont émergé afin de mieux répondre à l'objectif général. Le chapitre suivant regroupe la méthodologie utilisée pour les trois sous-objectifs. Une sous-section regroupant plus particulièrement les variables dépendantes et indépendantes ainsi que l'analyse statistique réalisée pour répondre à chaque sous-objectif est présenté.

5.1 Éthique

Depuis janvier 2015, le LAM-CRME a mis sur pied une banque de données AQM approuvée par le comité d'éthique du Centre de recherche du CHU Sainte-Justine (certificat #4093, voir Annexe A). Ainsi, les participants qui sont venus au LAM-CRME dans le cadre de consultations cliniques ont été approchés afin de discuter des raisons de la mise en place de cette banque de données de recherche. Si le patient et ses parents étaient en accord avec l'ajout des données issues de l'AQM à la banque de données du laboratoire, ils ont été appelés à signer le formulaire de consentement autorisant le stockage et l'utilisation des données à des fins de recherche. Par la suite, les données ont été codées, et transférées sur le disque dur de la banque de données du LAM-CRME.

À ce jour, on retrouve les données d'une centaine d'enfants et d'adolescents avec une PC dans la banque de données du LAM-CRME. Il est important de noter que les participants inclus dans cette banque de données sont tous issus du LAM-CRME et que ce sont les mêmes évaluateurs expérimentés qui ont procédé à l'AQM, ce qui assure la qualité des données.

5.2 Participants

Le nombre de participants de chaque étude a été basé sur la population disponible de la banque de données de marche du LAM-CRME. Tous les enfants présents dans la banque de données et répondants aux critères d'inclusion ont été inclus. Les critères d'inclusion pour chacune des études étaient les suivants :

- (1) Diagnostic d'une PC spastique bilatérale (GMFCS I à IV) ; Étant donné que les problématiques à la marche sont principalement présentes chez les enfants avec une PC ayant de faibles capacités motrices, il est important de les inclure dans l'échantillon à l'étude.
- (2) Être capable de marcher de manière indépendante avec ou sans aide technique à la marche ; Pour être en mesure d'évaluer adéquatement les paramètres biomécaniques de la marche, il a été demandé aux enfants de marcher sans l'aide d'une tierce personne. Ainsi, les enfants qui marchaient avec un déambulateur ou des cannes ont pu être évalués.
- (3) Être capable de suivre des instructions verbales simples ; Afin de s'assurer de la compréhension et de la collaboration de l'enfant durant les procédures.
- (4) Être âgé de 6 à 18 ans ; L'âge minimal des participants a été basé sur le fait que la procédure est longue et qu'elle demande une grande collaboration de la part des participants. Ainsi, la limite inférieure était présente pour s'assurer de la collaboration

de l'enfant durant les tests. D'autre part, la maturation du patron de marche est atteinte vers l'âge de 6 ans (Sutherland *et al.*, 1980). La limite supérieure de l'âge a été basée sur l'âge maximal des patients suivi en pédiatrie.

Les critères d'exclusion étaient les suivants :

- (1) Diagnostic d'une maladie cardiovasculaire.
- (2) Intervention chirurgicale dans les 12 derniers mois ou des injections de toxines botuliques dans les 6 derniers mois précédant l'AQM.

5.3 Analyse quantifiée de la marche

5.3.1 Procédures

L'AQM réalisée au LAM-CRME comporte plusieurs tests cliniques et exercices de marche. Une description détaillée de ces tests suivra dans les prochains paragraphes en plus de la description détaillée des procédures de l'AQM.

5.3.1.1 Calibration des systèmes

En prévision de l'évaluation d'un participant, le système de caméras optoélectronique et les plateformes de force étaient calibrés. La calibration du système optoélectronique consiste à la calibration statique et dynamique du système (Bonney *et al.*, 2005). La calibration des plateformes de force consiste à déterminer le zéro kilogramme (Winter, 2009). Puis, le matériel nécessaire aux tests était préparé. Une fois le participant arrivé, des explications sur le déroulement de l'AQM étaient données à l'enfant et aux parents présents. Cette étape avait pour objectif de familiariser le participant avec l'environnement du laboratoire.

5.3.1.2 Déroulement général des tests

La prise de donnée débutait par un test de force musculaire maximale isométrique. Les fléchisseurs et extenseurs des genoux et des hanches ont été mesurés, en plus des abducteurs des hanches. Il a été demandé au participant de réaliser une contraction maximale volontaire de 5 secondes, et ce pour trois essais du côté gauche et trois essais du côté droit (Crompton *et al.*, 2007 ; Van Vulpen *et al.*, 2013). Des encouragements standardisés ont été donnés durant les essais. Par la suite, les données anthropométriques ont été prises à l'aide d'une balance et d'un ruban à mesurer. Les données anthropométriques prises étaient la taille, la masse et la longueur et la largeur des segments d'intérêt du participant. Puis les marqueurs réfléchissants du système optoélectronique étaient installés sur le participant, ainsi qu'un moniteur de fréquence cardiaque. Une fois le matériel installé sur le participant, il a été demandé au participant de s'asseoir confortablement pour une période de cinq minutes. Durant cette période de repos en position assise, la fréquence cardiaque au repos a été mesurée à l'aide d'un cardiofréquencemètre (Rose *et al.*, 1990).

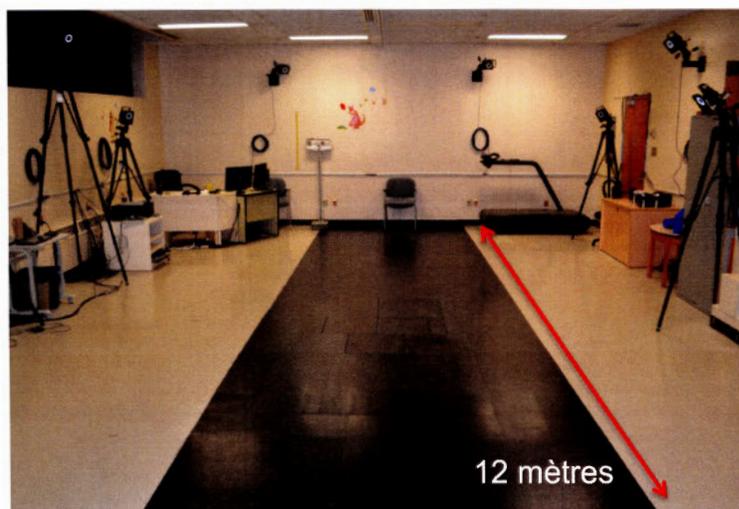


Figure 5.1 Corridor de marche du Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie Enfant.

Par la suite, il a été demandé au participant de marcher à sa vitesse confortable le long d'un couloir de marche de 12 mètres (Figure 5.1). Le participant marchait pieds nus et des périodes de repos ont été données à tous les 72 mètres de marche pour éviter une fatigue de la part du participant. Durant ces essais de marche, les paramètres spatiotemporels, cinématiques et cinétiques ont été enregistrés simultanément. Lorsque le participant marchait sans aide technique, l'essai était jugé valide si un pied complet était déposé sur une plateforme de force durant la marche. Une vérification visuelle a été réalisée afin de s'en assurer.

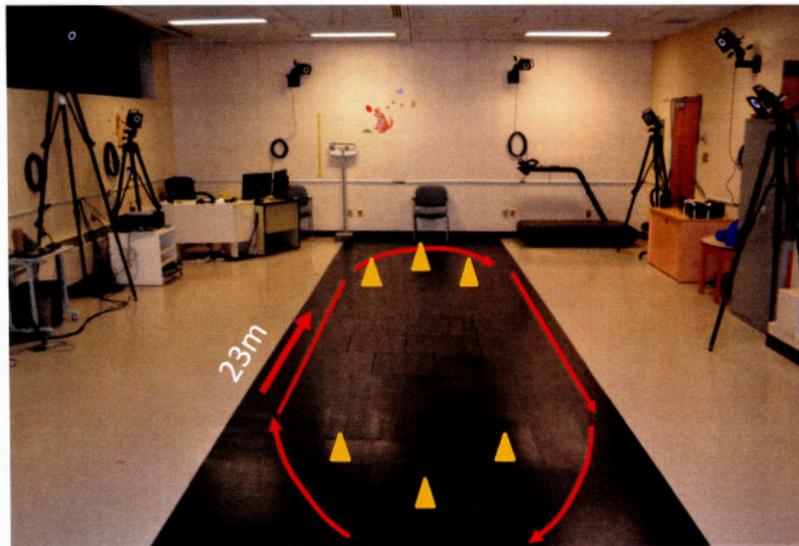


Figure 5.2 Parcours du six minutes de marche réalisé au Laboratoire d'analyse de la marche du Centre de réadaptation Marie Enfant.

Dans un deuxième temps, il a été demandé au participant de marcher le plus rapidement possible sans courir sur ce même couloir de 12 mètres. Une période de repos a été donnée à tous les 72 mètres de marche. Les paramètres spatiotemporels et cinématiques à la marche ont été enregistrés simultanément. Finalement, il a été demandé au participant de marcher en continu à sa vitesse confortable sur un parcours de 23 mètres dans le laboratoire pendant 6-minute (Figure 5.2). La fréquence cardiaque à la marche a été enregistrée en continu durant ce test et la distance parcourue a été mesurée par le

comptage du nombre de tours complétés. Une fois cet exercice de marche terminé, les marqueurs réfléchissants et le moniteur de fréquence cardiaque ont été retirés du participant. Une AQM peut durer entre deux à trois heures selon la collaboration et le niveau fonctionnel du participant.

5.3.2 Mesures

5.3.2.1 Force maximale isométrique

La force musculaire maximale isométrique a été mesurée à l'aide d'un dynamomètre portable (Lafayette Instruments, Lafayette, États-Unis). Il s'agit d'une méthode de mesure de la force valide, précise et reproductible chez les enfants et adolescents avec une PC (Crompton *et al.*, 2007 ; Taylor *et al.*, 2004). La force maximale isométrique (Nm) a été évaluée pour les extenseurs et fléchisseurs des genoux et des hanches ainsi que la force des abducteurs de la hanche. La force musculaire à la cheville n'a pas été mesurée en raison du manque de validité de cette mesure (Crompton *et al.*, 2007 ; Verschuren *et al.*, 2008b). La position du participant ainsi que la position de ces segments et le positionnement du dynamomètre portable ont été déterminés selon le protocole établi par Eek et al (2006). La force des fléchisseurs et des extenseurs des genoux a été mesurée en position assise. La mesure de force des abducteurs des hanches et des fléchisseurs des hanches était prise en décubitus dorsal. Finalement, la mesure de la force des extenseurs des hanches était mesurée en décubitus ventral. Le dynamomètre enregistrait la force maximale obtenue durant l'essai. Trois essais étaient complétés pour le membre inférieur gauche et pour le membre inférieur droit (Eek *et al.*, 2006). La moyenne des deux essais les plus rapprochés a été calculée (Eek *et al.*, 2006). Cette valeur de force maximale (N) a été multipliée par la longueur du segment (m) et divisée par la masse corporelle du participant (kg) pour contrôler les différences de forces dues aux différents volumes musculaires et longueurs des membres inférieurs (Damiano et Abel, 1998). Les valeurs obtenues du côté gauche et droit ont été moyennées pour chaque participant. L'indice global de force musculaire, défini comme la somme de tous les groupes musculaires a été calculé (Buchner *et al.*, 1996 ; Sison-

Williamson *et al.*, 2014). Une telle mesure a été incluse puisqu'aucun groupe musculaire n'a été identifié comme déterminant principal des capacités de marche (Ballaz *et al.*, 2010 ; Dallmeijer *et al.*, 2017 ; Ferland *et al.*, 2012).

5.3.2.2 Analyse cinématique

L'analyse de la cinématique de la marche a été réalisée à l'aide de marqueurs réfléchissants et d'un système de 12 caméras optoélectroniques VICON (Oxford metrics, Oxford, Royaume-Uni) à une fréquence d'acquisition de 100 Hz. Le positionnement des marqueurs sur les repères anatomiques suivait le protocole établi par le modèle cinématique « *Plug-In Gait* » (Oxford Metrics) (Davis *et al.*, 1991). Il s'agit du modèle cinématique le plus couramment utilisé en analyse de marche clinique (Baker, 2013) et la marge d'erreur dans le plan sagittal est d'environ 5° (McGinley *et al.*, 2009). La cinématique du tronc, du bassin, des hanches, des genoux et des chevilles dans le plan sagittal, frontal et transverse a été mesurée. Une moyenne de 3 essais de marche a été réalisée par condition de marche (Baker, 2013). Les durées des cycles ont été normalisées, où l'instant 0 % correspond au contact initial d'un pied et l'instant 100 % correspond au prochain contact initial du même pied (Baker, 2013).

5.3.2.3 Paramètres spatiotemporels

Les paramètres spatiotemporels ont été calculés à partir du déplacement des marqueurs mesuré par le système de caméra optoélectronique et logiciel Nexus (VICON, Oxford Metrics, Oxford, Royaume-Uni) (Høyer *et al.*, 2014). Les variables d'intérêts de cette mesure étaient les paramètres temporels et les paramètres spatiaux de la marche, c'est-à-dire la vitesse de marche (m/min), la cadence (pas/min), l'instant du décolllement du pied (% du cycle), l'instant du contact initial opposé (% du cycle), l'instant du décolllement opposé (% du cycle), le temps de simple appui (% du cycle), la longueur du pas (m), la longueur du cycle (m) et la durée du cycle (s).

5.3.2.4 Dépense énergétique à la marche

La dépense énergétique à la marche a été mesurée à l'aide d'un moniteur de fréquence cardiaque (Polar, Kempele, Finlande) à une fréquence d'acquisition 1 Hz. L'indice de dépense énergétique (IDE) a été utilisé pour estimer la dépense énergétique à la marche selon l'équation suivante (Rose *et al.*, 1989) :

$$\text{Indice de dépense énergétique} = \left(\frac{FC_{marche} - FC_{repos}}{v} \right)$$

Où FC_{marche} et FC_{repos} représentent la mesure de la fréquence cardiaque à la marche et au repos respectivement et v représente la vitesse de marche de l'individu. Il s'agit d'un indice valide chez les enfants avec une PC (Rose *et al.*, 1990). La mesure de la dépense énergétique a été réalisée par la mesure de la fréquence cardiaque pour éviter la surcharge d'équipement sur le participant. L'exercice de marche continue durant six minutes représente un exercice aérobie modéré à intense chez cette population (Rose *et al.*, 1991). On peut donc supposer que l'influence des facteurs externes sur la fréquence cardiaque tels que le stress est minime lors de ce type d'exercice. La valeur de la fréquence cardiaque au repos a été déterminée par la moyenne des trente dernières secondes de la période de repos. La fréquence cardiaque à la marche a été déterminée par la moyenne de trente secondes où la fréquence cardiaque atteint un plateau (Rose *et al.*, 1991). La vitesse de marche a été déterminée par la distance parcourue divisée par le temps de l'exercice, c'est-à-dire six minutes. L'IDE est le résultat principal de cette mesure.

5.3.2.5 Les capacités de marche

La fonction locomotrice des participants a été évaluée pour trois conditions de marche, c'est-à-dire la marche confortable, la marche rapide et la marche d'endurance. Ces conditions de marche ont été sélectionnées puisqu'elles représentent les déplacements quotidiens potentiels qu'un enfant peut effectuer (Abel et Damiano, 1996 ; Graham *et al.*, 2004). L'évaluation de la marche confortable et rapide a été réalisée le long d'un

corridor de 12 mètres (Figure 5.1). Pour la marche à vitesse confortable, il a été demandé au participant de marcher à sa vitesse naturelle comme lorsqu'il marche dans les corridors de l'école. Puis, il a été demandé au participant de marcher le plus rapidement possible sans courir lors de l'évaluation de la marche rapide.

La marche d'endurance a été réalisée lors d'un exercice de marche de 6 minutes autour d'un parcours de 23 mètres (Figure 5.2). Des encouragements standardisés ont été donnés à la troisième minute de l'exercice. Cet exercice est considéré comme étant représentatif des activités de marche quotidienne (Graham *et al.*, 2004).

5.4 Variables dépendantes et indépendantes

5.4.1 Étude 1 : Relation entre l'efficacité de la marche et la force musculaire et les paramètres cinématiques et cinétiques de la marche

La variable dépendante de cette étude est l'IDE. Les variables indépendantes sont (1) la force musculaire des membres inférieurs, c'est-à-dire la force des fléchisseurs et des extenseurs du genou et de la hanche en plus des abducteurs de la hanche, (2) les paramètres cinématiques lors de la marche confortable, c'est-à-dire l'amplitude de mouvement de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal et (3) la puissance maximale générée à la hanche au genou et à la cheville. La moyenne des deux côtés, à savoir le côté gauche et droit, a été gardée pour l'analyse (Sangeux *et al.*, 2013).

5.4.2 Étude 2 : Relation entre la force musculaire des membres inférieurs et les capacités de marche

Les variables dépendantes de cette étude sont les capacités de marche, c'est-à-dire, la vitesse de marche confortable, la vitesse de marche rapide, la vitesse de marche d'endurance et l'IDE. La variable indépendante est l'indice global de la force musculaire.

5.4.3 Étude 3 : Déterminants cinématiques de la longueur du pas

La variable dépendante de cette étude est la longueur du pas. Les variables indépendantes sont les paramètres cinématiques durant la marche confortable, c'est-à-dire les angles intersegmentaires du tronc, du bassin, des hanches, des genoux et des chevilles dans les trois plans. Ces mesures ont été calculées pour l'instant du contact initial et du décolllement du pied pour le membre inférieur ipsilatéral, en plus de l'amplitude de mouvement durant la phase de simple appui pour la jambe controlatérale.

5.5 Quantifications et analyses

5.5.1 Étude 1 : Relation entre l'efficacité de la marche et la force musculaire et les paramètres cinématiques et cinétiques de la marche

La moyenne et l'écart type ont été calculés pour chacune des variables. La distribution normale de la population a été évaluée par le test de Kolmogorov-Smirnov (Field, 2015). Les coefficients de corrélation de Pearson (r) ont été calculés pour quantifier les relations entre les variables dépendantes et indépendantes. Un coefficient de corrélation entre 0,90 et 1,00 a été considéré comme très bon, entre 0,70 et 0,89 comme bon, entre 0,50 et 0,69 comme modéré, entre 0,26 et 0,49 comme faible et entre 0,00 et 0,25 indiquait aucune relation (Domholdt, 2005). Par la suite, un modèle de régression linéaire utilisant une approche pas à pas a été calculé. La variable dépendante était l'IDE et les variables indépendantes étaient les paramètres cinématiques et cinétiques retenus pour l'analyse. Le seuil de significativité a été mis à $p = 0,05$. Toutes les analyses statistiques ont été réalisées en utilisant SPSS (version 21, SPSS Inc., Chicago, Illinois).

5.5.2 Étude 2 : Relation entre la force musculaire des membres inférieurs et les capacités de marche

La moyenne et l'écart type ont été calculés pour chacune des variables. La distribution normale de la population a été évaluée par le test de Shapiro-Wilk (Field, 2015). Les coefficients de corrélation de Pearson ont été calculés pour quantifier les relations entre les variables dépendantes et indépendantes. Un coefficient de corrélation entre 0,90 et 1,00 a été considéré comme très bon, entre 0,70 et 0,89 comme bon, entre 0,50 et 0,69 comme modéré, entre 0,26 et 0,49 comme faible et entre 0,00 et 0,25 indiquait aucune relation (Domholdt, 2005). Par la suite, huit modèles de régression ont été évalués. Les modèles linéaires et logarithmiques ont été calculés pour chaque variable dépendante, c'est-à-dire la vitesse de marche confortable, la vitesse de marche rapide, la vitesse de marche d'endurance et pour l'IDE. L'indice global de force musculaire a été considéré comme variable indépendante. Dans une seconde analyse, pour répondre au second objectif, le groupe de participants a été divisé en deux suivant la médiane de l'indice global de force musculaire. Les coefficients de corrélation de Pearson ont été calculés pour quantifier les relations entre les capacités de marche et l'indice de force musculaire global pour chaque sous-groupe. Des tests de Student sur deux échantillons indépendants ont été calculés pour comparer les moyennes des sous-groupes. Le seuil de significativité pour toutes les analyses a été déterminé à $p = 0,05$. Toutes les analyses statistiques ont été réalisées en utilisant SPSS (version 21, SPSS Inc., Chicago, Illinois).

5.5.3 Étude 3 : Déterminants cinématiques de la longueur du pas

La moyenne et l'écart type ont été calculés pour chacune des variables. La distribution normale de la population a été évaluée par le test de Kolmogorov-Smirnov (Field, 2015). Les données ne suivant pas une distribution normale ont été transformées par une transformation de la racine carrée (Field, 2015). Les coefficients de corrélation de Pearson ont été calculés pour quantifier les relations entre la variable dépendante et les variables indépendantes. Un coefficient de corrélation entre 0,90 et 1,00 a été considéré comme très bon, entre 0,70 et 0,89 comme bon, entre 0,50 et 0,69 comme modéré, entre

0,26 et 0,49 comme faible et entre 0,00 et 0,25 indiquait aucune relation (Domholdt, 2005). Par la suite, un modèle de régression linéaire utilisant une approche pas à pas a été calculé. Le seuil de significativité a été mis à $p = 0,05$. Toutes les analyses statistiques ont été réalisées en utilisant SPSS (version 21, SPSS Inc., Chicago, Illinois).

CHAPITRE VI

RÉSULTATS

6.1 Étude 1 : Relation entre l'efficacité de la marche et la force musculaire et les paramètres cinématiques et cinétiques de la marche

6.1.1 Introduction

L'amélioration ou le maintien de l'efficacité de la marche chez les enfants ambulants avec une PC est une priorité. En effet, la marche et les capacités qui s'y rattachent conditionnent les déplacements autonomes et ainsi, la qualité de vie de ces individus (Rimmer, 2001). Dans la littérature, il a été démontré que la dépense énergétique à la marche est deux à trois fois plus élevée chez les enfants avec une PC spastique que chez les enfants ayant un développement typique (Rose *et al.*, 1989). Bien que plusieurs études s'intéressent à la fonction motrice globale, peu d'études ont mis en relation les paramètres biomécaniques de la marche et l'efficacité de cette dernière.

6.1.2 Objectif spécifique

L'objectif spécifique de cette première étude a été d'explorer la relation entre l'efficacité de la marche, la force musculaire et les paramètres cinématiques et cinétiques de la marche chez des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale. Cette étude pilote a permis par la suite d'approfondir, les déterminants émergeant de ces résultats. Pour répondre à cet objectif, trois sous-objectifs ont été définis.

6.1.3 Sous-objectif 1

Déterminer la relation entre la force musculaire des membres inférieurs et l'efficacité de la marche chez des enfants avec une PC spastique bilatérale.

6.1.3.1 Sous-hypothèse 1

La force musculaire est associée à l'efficacité à la marche. Une plus grande force musculaire est associée à une marche plus efficace.

6.1.4 Sous-objectif 2

Déterminer la relation entre l'amplitude de mouvement durant la phase d'appui de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal et l'efficacité de la marche chez des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale.

6.1.4.1 Sous-hypothèse 2

Selon le principe du pendule inversé et la transition d'un pas à l'autre (Donelan *et al.*, 2002 ; Kuo *et al.*, 2005 ; Kuo et Donelan, 2010), l'amplitude de mouvement de la hanche, du genou et de la cheville seront déterminantes afin de diminuer la dépense énergétique à la marche.

6.1.5 Sous-objectif 3

Déterminer la relation entre la puissance maximale générée à la hanche, au genou et à la cheville durant la phase d'appui et l'efficacité de la marche chez des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale.

6.1.5.1 Sous-hypothèse 3

Selon le modèle de la transition d'un pas à l'autre (Donelan *et al.*, 2002 ; Kuo *et al.*, 2005) la puissance générée à la cheville est déterminante afin d'optimiser la dépense énergétique à la marche.

6.1.6 Article 1

Titre

Walking efficiency in children with cerebral palsy: relation to muscular strength and gait parameter.

Auteurs

Annie Pouliot-Laforte, Audrey Parent et Laurent Ballaz

Résumé

L'objectif de cette étude était d'explorer la relation entre l'efficacité de la marche, la force musculaire et les paramètres cinématiques et cinétiques de la marche chez des enfants avec une PC spastique bilatérale. Dix enfants avec une PC spastique bilatérale ont complété une AQM. L'amplitude de mouvement et la puissance maximale générée durant la phase d'appui des hanches, genoux et chevilles ont été mesurées. La dépense énergétique a été évaluée par la mesure de la fréquence cardiaque. Préalablement à l'AQM, la force des fléchisseurs et des extenseurs de la hanche et du genou, en plus des abducteurs de la hanche ont été mesurés. Cette étude a démontré une relation entre la force des fléchisseurs et des extenseurs du genou et la dépense énergétique à la marche. De plus, l'amplitude de mouvement et la puissance générée à la cheville expliquent 75 % de la variance de l'efficacité de la marche chez cette population.

Journal

Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (*article de conférence*)

Walking efficiency in children with cerebral palsy: relation to muscular strength and gait parameters

A. Pouliot-Laforte^a, A. Parent^{b*} and L. Ballaz^a

^aDépartement de kinanthropologie, Université du Québec à Montréal, Montreal, Canada; ^bÉcole Polytechnique de Montréal, Montreal, Canada

Keywords: cerebral palsy; energy expenditure; ankle; power; strength

1. Introduction

Cerebral palsy (CP) is often associated with muscle weakness and gait impairments. Children with CP generally expend a greater amount of energy to walk than typically developing children, resulting in an inefficient gait. The energy expenditure index (EEI) is a relevant parameter to assess gait efficiency in children with CP (Rose et al. 1991). The EEI is a ratio between heart rate and walking speed. Ballaz et al. (2010) reported, among other parameters, a strong correlation between the ankle range of motion (RoM) during walking and EEI, and between the knee strength and EEI. A lower RoM at the ankle and lower knee strength is associated with a higher energy expenditure, and therefore to a poor gait efficiency. Unfortunately, this study (Ballaz et al. 2010) did not consider kinetic parameters while joint power generation is a key factor of walking. Eek et al. (2011) observed a decreased gait plantarflexor moments and power generation around the ankle in children with CP compared with control. The authors also reported that children with CP use a higher percentage of their maximal muscle strength to obtain similar moments in gait than control children (Eek et al. 2011). This may compromise gait efficiency by generating higher energy expenditure. The goal of this study is to investigate the relation between kinematic and kinetic parameters and gait efficiency.

2. Methods

A sample of 10 children and adolescents (two females, eight males; mean age(SD): 9.36(4.2) years; body mass: 28.5[11.8] kg; height: 128.4(22.2) cm) with spastic diplegic CP were included. All participants were able to walk with or without assistive device (canes, 2; orthosis, 2). A clinical gait analysis including kinematic and kinetic parameters measurements was performed. The EEI was calculated based on the heart rate measurement during the

last minute of a 6-minute walking test, performed at self-selected speed, and the walking speed during the test. From the gait analysis, the outcome measures were the sagittal RoM and the maximal power generated at the hip, knee and ankle during gait. Prior to the gait analysis, the maximal isometric strength of the hip abductors and the hip and knee flexors and extensors was measured using a hand-held dynamometer. Normality of the distributions was determined using the Kolmogorov–Smirnov test. Pearson correlation coefficients were calculated to quantify the relationship among all the measures. A linear regression model was fitted to predict gait efficiency using kinetic and kinematic gait parameters.

3. Results and discussion

The participants (2) who walked with canes were not included in the kinetic analysis. The correlations between EEI and gait parameters are presented in Table 1. The average walking speed was 0.92(0.34) m/s and the average EEI was 1.78(1.55) beats/m. It should be noted that increased EEI results in a less efficient gait. An EEI corresponding to an efficient gait at this mean walking speed should be less than 1.00 (Rose et al. 1991). These children expended a greater amount of energy while walking than typically developing children.

Strength at the knee and the EEI were correlated, as reported in Table 1. Higher strength at the knee joint is related to lower EEI, and greater gait efficiency. All the other muscle strength did not correlate with EEI. The ankle RoM and the maximal power generated at the ankle were highly correlated with EEI. A higher ankle RoM and power generation are related with greater gait efficiency. No correlation was found at the hip and knee joints. The R^2 for the equation of the regression model, including ankle RoM and ankle power generation, was 0.75 ($p < 0.05$). These two ankle parameters explain 75% of EEI variation.

*Corresponding author. Email: audreyxparent@gmail.com

Table 1. Pearson correlation relationship between energy expenditure index and muscle strength and gait parameters.

Parameters	Correlation coefficient	P
Muscle strength (Nm)		
Knee extensors	- 0.73	0.016
Knee flexors	- 0.69	0.027
Hip extensors	- 0.54	0.111
Hip flexors	- 0.56	0.096
(Mspace) Hip abductors	- 0.44	0.200
Kinematics (°)		
Hip RoM	- 0.051	0.881
Knee RoM	0.307	0.359
Ankle RoM	- 0.836	0.001
Kinetics (W/kg)		
Hip maximal power	- 0.336	0.415
Knee maximal power	- 0.035	0.934
Ankle maximal power	- 0.832	0.010

RoM, range of motion.

As this study, Ballaz et al. (2010) reported a relation between ankle RoM and EEI. This study added kinetic parameters and found a relation with ankle power and EEI. Eek et al. (2011) observed decreased moments and power around the ankle due to plantarflexors weakness, leading to a reduced push-off efficiency. However, the study did not evaluate the energy expenditure. Plantarflexors weakness and limited ankle RoM may influence gait efficiency since strength in this muscle is a key parameter which explains a large part of the variance in gait and which can improve functional outcomes (Ross and Engsborg 2007). Ankle plantarflexors are essential to forward propulsion (Gage 2004). This muscle weakness is related to the decreased power generation which is found to be related to EEI in this study. Thus, the ankle kinematics and kinetics are a major contributor to gait efficiency in children with CP.

4. Conclusions

These findings suggest that a higher muscle force at the knee is associated with greater gait efficiency. Likewise, a larger RoM at the ankle and a higher power generated at the ankle during walking are associated with a better gait efficiency. Our results, as supported by the regression model, suggest that these ankle parameters are key parameters to gait efficiency. A better understanding of the relation between kinematic and kinetic parameters and gait efficiency would have a significant impact on the therapy in children with CP.

Acknowledgements

The authors would like to thank Dr Marois from Sainte-Justine UHC, and Dr Forsythe from Quebec Hospital for their collaboration.

References

- Ballaz L, Plamondon S, Lemay M. 2010. Ankle range of motion is key to gait efficiency in adolescents with cerebral palsy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 25(9):944–948.
- Eek MN, et al. 2011. Muscle strength and kinetic gait pattern in children with bilateral spastic CP. *Gait Posture*. 33(3):333–337.
- Gage JR. 2004. A qualitative description of normal gait. In: Gage JR, editor. *The treatment of gait problems in cerebral palsy*. London: Mac Keith Press.
- Rose J, et al. 1991. The energy expenditure index: a method to quantitate and compare walking energy expenditure for children and adolescents. *J Pediatr Orthop*. 11(5): 571–578.
- Ross SA, Engsborg JR. 2007. Relationships between spasticity, strength, gait, and the GMFM-66 in persons with spastic diplegia cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehab*. 88(9): 1114–1120.

6.2 Étude 2: Relation entre la force musculaire des membres inférieurs et les capacités de marche

6.2.1 Introduction

Dans la littérature, on retrouve de nombreuses études qui ont mis en relation la force musculaire et les habiletés motrices (Ballaz *et al.*, 2010 ; Dallmeijer *et al.*, 2017 ; Eek *et al.*, 2011 ; Ferland *et al.*, 2012 ; Ross et Engsberg, 2007 ; Thompson *et al.*, 2011). Cependant, la littérature échoue à cibler un seul groupe musculaire comme déterminants des capacités de marche. En effet, les coefficients de corrélations entre la force musculaire et les capacités de marche sont comparables (entre 0,46 et 0,68), quel que soit le groupe musculaire considéré. La marche demande l'implication de plusieurs groupes musculaires intervenant à différents instants du cycle de marche (Kuo et Donelan, 2010 ; Winter, 2009). Ainsi, un indice global de la force musculaire des membres inférieurs pourrait quantifier, dans son ensemble, la relation entre la force musculaire et les capacités de marche. D'autant plus que la force musculaire est pressentie comme un déterminant majeur de la fonction motrice chez cette population (Verschuren *et al.*, 2008a). Il est également primordial d'étudier la relation en la force et les capacités de marche en incluant les enfants avec un plus faible niveau fonctionnel afin d'observer l'ensemble de la population.

6.2.2 Objectif spécifique

L'objectif spécifique de cette seconde étude était d'évaluer la relation entre différentes capacités de marche et la force musculaire chez des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale. Afin de répondre à cet objectif, trois sous-objectifs ont été déterminés.

6.2.3 Sous-objectif 1

Déterminer la relation entre la force musculaire et les capacités de marche chez des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale.

6.2.3.1 Sous-hypothèse 1

La force musculaire a un impact plus important chez les enfants moins forts comparativement aux enfants plus forts, traduisant une relation logarithmique telle qu'observée chez la personne âgée (Buchner *et al.*, 1996).

6.2.4 Sous-objectif 2

Comparer les capacités de marche de deux groupes d'enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale ayant des niveaux de force musculaire différents.

6.2.4.1 Sous-hypothèse 2

Les capacités de marche du groupe avec un niveau de force plus élevé sont supérieures à celles du groupe avec un niveau de force plus bas.

6.2.5 Sous-objectif 3

Déterminer la relation entre les capacités de marche et la force musculaire dans le groupe d'enfants avec un niveau de force plus élevé et dans le groupe d'enfants avec un niveau de force plus bas.

6.2.5.1 Sous-hypothèse 3

Les relations entre le niveau de force musculaire et les capacités de marches existent seulement chez les enfants avec un niveau de force plus bas.

6.2.6 Article 2

Titre

Relationship between lower limbs strength and walking capacities in children with bilateral cerebral palsy

Auteurs

Annie Pouliot-Laforte, Audrey Parent, Reggie Hamdy, Pierre Marois, Martin Lemay et Laurent Ballaz

Résumé

L'objectif de cette étude était d'évaluer la relation entre différentes capacités de marche et la force musculaire chez des enfants avec une PC spastique bilatérale. Trente-deux enfants avec une PC spastique bilatérale ont été inclus. Les capacités de marche ont été définies par la vitesse de marche confortable, rapide et d'endurance, en plus de la dépense énergétique à la marche. Les capacités de marche ont été considérées comme variables dépendantes. La somme de la force musculaire maximale isométrique des membres inférieurs a été retenue comme variable indépendante. Les modèles de régression logarithmiques expliquent entre 24 % et 34 % de la variance des capacités de marche, soit entre 2 et 4 % de plus que les modèles de régression linéaire. La sous-analyse confirme une meilleure précision des modèles de régression logarithmique.

Journal

Archives of Physical Medicine and Rehabilitation (*soumis*)

**Relationship between lower limbs strength and walking capacities in children with
bilateral cerebral palsy**

Annie Pouliot-Laforte, MSc^{a,b}, Audrey Parent, MSc^{a,b}, Reggie Hamdy, MD^c, Pierre
Marois, MD^a, Martin Lemay, PhD^{a,d}, Laurent Ballaz, PhD^{a,d}

(a) Sainte-Justine UHC Research Center, Marie Enfant Rehabilitation Center, 5200 rue
Bélanger, Montreal (Qc), H1T 1C9, Canada

(b) Department of Biological Sciences, Université du Québec à Montréal (UQAM), 141
Avenue du Président-Kennedy, Local SB-R860, Montreal (Qc), H2X 1Y4, Canada

(c) Shriners Hospital for Children-Canada, 1003 Boulevard Décarie, Montreal (Qc), H4A
0A9, Canada

(d) Department of Physical Activity Sciences, Université du Québec à Montréal
(UQAM), 141 Avenue du Président-Kennedy, Local SB-4290, Montreal (Qc), H2X 1Y4,
Canada

Acknowledgments

The work was supported by the Fondation CHU Sainte-Justine, Bourse d'excellence de la
Faculté des sciences de l'UQAM and Fonds de Recherche du Québec – Santé (FRQS).

The funders had no role in study design, data collection and analysis, decision to publish,
or preparation of the manuscript.

Conflicts of interest: none

Corresponding Author:

Annie Pouliot-Laforte

Sainte-Justine UHC Research Center

Marie Enfant Rehabilitation Center

5200 rue Bélanger, Montreal QC, H1T 1C9, Canada

Email : pouliot_laforte.annie@courrier.uqam.ca

Highlights

140

- Leg strength is associated with walking capacities in bilateral CP children
- Logarithmic relationship is observed between strength and walking capacities
- Muscle strength is associated with walking capacities in weaker CP children
- Muscle strength is not associated with walking capacities in stronger CP children

1 **Abstract**

141

2 **Objective:** Evaluate the relationship between different walking capacities and muscle
3 strength in children with bilateral CP and assess these relationships in stronger and
4 weaker children with CP.

5 **Design:** Retrospective cross-sectional study

6 **Setting:** Gait Laboratory

7 **Participants:** Thirty-two children and adolescents with bilateral spastic CP with a Gross
8 Motor Function Classification Scale level I-III were included.

9 **Intervention:** Not applicable

10 **Main Outcome measures:** All participants walked in three speed conditions:
11 comfortable speed, fast speed, and for a longer period of time (endurance speed). The
12 walking speeds, the Energy Expenditure Index (EEI), and lower limbs muscle strength
13 were measured. A global strength index (GSI) was computed as the sum of each muscle
14 group strength. Pearson's coefficient (r) and regression models were computed to
15 quantify linear and logarithmic relationship between walking capacities and the GSI.

16 **Results:** The GSI was correlated with the EEI and the three walking speeds. With GSI as
17 independent variable, logarithmic models explained between 2% and 4% more variance
18 of walking capacities than linear models. The group was then divided in two subgroups
19 (i.e. weaker and stronger children). The GSI was correlated with the EEI, the comfortable
20 walking speed, and the endurance walking speed in weaker children, but not in stronger
21 children.

22 **Conclusions:** This study report for the first time, a logarithmic relationship between
23 muscle strength and walking capacities in children with bilateral CP. This relationship, as

- 24 well as the subgroup analysis, suggests that muscle strength have an impact on walking
25 capacities solely in weaker children bilateral CP.

Keywords: Cerebral palsy; muscle strength; walking; walking speed

CP	cerebral palsy
BCP	bilateral cerebral palsy
GMFCS	Gross Motor Function Classification System
EEI	Energy Expenditure Index
GSI	Global Strength Index

26 Cerebral palsy (CP) describes a group of permanent disorders of the development of
27 movement and posture, causing activity limitations, that are attributed to non-progressive
28 disturbances that occurred in the developing fetal or infant brain [1]. More specifically,
29 CP is associated with abnormal muscle tone, low range of motion and muscle weakness,
30 which are described as limiting factors to walk [2]. Among children with CP, those with
31 bilateral CP (BCP) shows the lowest walking capacities [3]. They are more prone to
32 therapeutic interventions to improve those capacities, and have a higher risk to lose
33 ambulatory skills during their life [4][5][6].

34 In children with CP, lower limb strength has been recently highlighted as a key factor for
35 walking [7][8]. Dallmeijer et al. (2017) reported that muscle strength explained 21% and
36 24% of the variance of self-selected and maximal walking speed, respectively [7].

37 Previously, Ferland et al. (2012) showed that muscle strength accounted for 7.8% and
38 44% of the variance of the performance in the 6-minute walking test and the 10-meter
39 shuttle run test, respectively [8]. Nevertheless, these relationships have been established
40 in relatively functional and strong children with CP, as well as in a heterogeneous group
41 of children in regard to the topography of their motor disorder, i.e. unilateral and bilateral
42 CP.

43 While linear relationship between walking speed and lower limbs muscle strength has
44 been observed in children with CP, a more complex relationship has been described in
45 other populations, such as the elderly [9]. Buchner et al. (1996) reported a logarithmic
46 relationship between muscle strength and walking speed, meaning that muscle strength
47 has a greater impact on walking speed in the frailest individuals, but not in stronger ones
48 [9]. Since then, logarithmic model is considered as the best model to describe the

49 relationship in the whole elderly population. A similar result in children with BCP could
50 have very strong implications on our understanding of the repercussion of muscle
51 strength on walking capacities in children with BCP with different functional levels.
52 Finally, it could precise the potential benefits of strength training on walking capacities in
53 stronger and weaker children with BCP.

54 For the first time, the influence of strength was evaluated in the same homogeneous
55 sample of children on different walking capacities: (1) walking efficiency, defined as the
56 energy cost per distance travelled, (2) walking endurance, defined as the capacity to walk
57 for a longer given distance or time, as well as (3) maximal walking speed, which refers to
58 the ability to walk as fast as possible. These walking capacities determine the individual
59 ability to face up more challenging situations of daily life and consequently greatly
60 influence individual's community participation [10]. The aim of the present study was to
61 evaluate the relationship between different walking capacities and muscle strength in
62 children with BCP and more specifically to assess these relationships in stronger and
63 weaker children. The hypothesis was that muscle strength would have a greater impact on
64 walking capacities in weaker children than stronger children with BCP.

65

66

Materials and Methods

67 Sample Information

68 Thirty-two children and adolescents with spastic BCP were included in this study.

69 Participants were selected from the database of children who have undergone an

70 instrumented gait analysis at [REDACTED]

71 [REDACTED] between 2013 and 2016. From the database, all children who fulfilled

72 the following criteria were included in the present study. Inclusion criteria were: a
73 diagnosis of spastic BCP, the ability to walk independently with or without assistive
74 devices (orthosis, n=2; canes, n=2; and walker, n=2), and the ability to follow simple
75 verbal instructions. Exclusion criteria were known cardiovascular disease, surgical
76 operation 12 months prior to the gait analysis, and Botulinum Toxin injection 6 months
77 prior to the gait analysis. All participants' characteristics are reported in Table 1.
78 Children were classified with the Gross Motor Function Classification System (GMFCS)
79 level I (n=6), II (n=15), and III (n=11). The study was approved by the Research Ethics
80 Board of Sainte-Justine Hospital. Informed consent and assent were obtained from all
81 parents and children, respectively.

82

83 **Measurements**

84 a. Walking capacities

85 Ambulatory functions were evaluated in three conditions to determine the comfortable,
86 the fast and the endurance walking speed. All tests were performed barefoot. In the
87 comfortable walking speed condition, participants were asked to walk six times on a 12-
88 meter linear walkway at their own comfortable walking speed. A 30-second rest period
89 was provided after each 12-meter walk. The average walking speed of six trials was used
90 for analysis. In fast walking speed condition, participants were asked to walk four times
91 as fast as they could without running on the 12-meter walkway. Again, a 30-second rest
92 period was provided between trials and the average speed of the four trials was used for
93 analysis. The walking speed of each trial was extracted from the instrumented gait
94 analysis, as routinely performed in [REDACTED]. The difference between fast and

95 comfortable walking speed was calculated and used for analysis to reflect the capacity to
96 increase gait speed. Finally, children were asked to walk continuously for six minutes at
97 their self-selected comfortable walking speed around a 25-meter path. Standardized
98 encouragement was provided at the third minute of exercise. This exercise is considered
99 as representative of daily walking activity [12]. For each participant, the endurance
100 walking speed was calculated by the travelled distance (m) during the test (minutes). This
101 6-minute continuous walking exercise was also used to calculate the energy expenditure
102 index (EEI) [13]. The EEI is based on the linear relationship between heart rate and
103 oxygen consumption and it is a valid index for estimating walking efficiency in children
104 with CP [13]. EEI was calculated as follows:

$$EEI = \frac{(\textit{walking heart rate} - \textit{resting heart rate})}{\textit{endurance walking speed}}$$

105 Walking heart rate was measured during the 6-minute walking exercise. Resting heart
106 rate was measured during a 5-minute resting period while the child was sitting quietly
107 [14]. Heart rate was measured with a Polar heart rate belt monitor (Polar Electro Oy,
108 Finland)^a. To limit the influence of stress, the resting heart rate was measured when the
109 participant had spent more than an hour in the laboratory environment and right before
110 the 6-minute walking exercise.

111

112 b. Isometric Strength

113 Maximal isometric strength was measured by an experienced assessor using a hand-held
114 dynamometer (Lafayette Instruments, Lafayette, USA)^b. Hand-held dynamometric
115 strength testing is a valid and reliable measure in CP children [15][16]. The flexors and

116 extensors of the knee and hip, as well as hip abductors were measured bilaterally. Ankle
117 strength was not assessed due to a lack of validity of this method at this joint [17][18].
118 The knee flexion and extension were measured in a sitting position, the hip abductors and
119 flexors were measured in a supine position and the hip extensors were measured in a
120 supine position with both legs on a bench [19]. Standardized verbal encouragement was
121 given to the participants during muscle strength measurements. Participants performed
122 three maximal contractions, and the peak force was recorded automatically by the
123 dynamometer. The two closest maximal values were retained and averaged [20]. Strength
124 values (N) were normalized with respect to body weight and lower limb length
125 (Newton*meter/kilogram [Nm/kg]) [21] to control for strength differences due to bodies
126 and muscle-size differences. Values obtained from the right and left sides were averaged
127 for each participant. The outcome measure was a global strength index (GSI) as defined
128 by the sum of the five muscle groups [22]. Such analysis is based on the fact that the
129 literature failed to identify a unique muscle group as determinants for gait capacities
130 [7][8][20].

131

132 **Statistics**

133 The data were reported as mean [SD]. The normality of the distribution was assessed by
134 the Shapiro-Wilk test. Pearson correlation coefficients (r) were calculated to quantify the
135 interrelationship among all measures. An r value between 0.90 and 1.00 was considered
136 very high, 0.70 to 0.89 high, 0.50 to 0.69 moderate, 0.26 to 0.49 mild and 0.00 to 0.25
137 indicated little to no relationship [23]. Then, eight regression models were assessed with
138 significance set at $p < 0.05$. Linear and logarithmic models were calculated for each

139 dependent variable i.e. comfortable walking speed, fast walking speed, endurance
140 walking speed and the EEI. The GSI was considered as the independent variable. In a
141 second analysis, the group of participants was divided into two subgroups following the
142 median of the GSI. Pearson correlation coefficients (r) were calculated to quantify the
143 relationship between walking capacities and the GSI for each subgroup (i.e. the stronger
144 and the weaker group). The unpaired Student's T-tests were used to compare subgroups'
145 means (significance set at $p < 0.05$). All statistical analysis was performed using SPSS
146 (version 21, SPSS Inc., Chicago, Illinois)^o.

147

148

Results

149 All participants completed the comfortable and the endurance walking exercise. The
150 participants walked on average at 60.99 [11.82] m/min and 62.20 [15.29] m/min in the
151 comfortable and endurance walking exercise respectively. In fast walking condition,
152 participants increased their walking speed by 27% and walked at 80.72 [17.45] m/min on
153 average. Six participants were unable to increase their speed (GMFCS II $n=3$; GMFCS III
154 $n=3$). The mean EEI was 1.08 [0.57] beats/m and the participants walked 375.89 [99.68]
155 m during the 6-minute exercise.

156 Four participants were unable to generate enough force at the hip extensor, and their hip
157 extensor values were considered as zero. One participant had invalid result on the left
158 knee extensor and only the right leg strength was used for analysis. For all participants,
159 the mean GSI was 4.64 [1.52] Nm/kg.

160 The Pearson correlation coefficients between walking capacities and the GSI are
161 presented in Table 2. The regression models are presented in Table 3. All models were

162 significant ($p < 0.01$). However, the logarithmic models explained more variance of
163 walking capacities (between 2% and 4%) than the linear models. In all analysis reported,
164 residual analysis confirmed a better fit of logarithmic regression models compared to
165 linear ones [24].

166 The thirty-two participants were classified in two groups of sixteen children based on the
167 median of the GSI. The subgroup with the highest GSI values was named “stronger
168 group” (GSI [SD]: 5.78 [0.78] Nm/kg) and the subgroup with the lowest GSI values was
169 named “weaker group” (GSI [SD]: 3.42 [0.99] Nm/kg). The mean [SD] age, mass and
170 height were 12.9 [2.8] years, 39.8 [14.3] kg and 150.4 [17.6] cm, respectively for the
171 stronger group, and 11.0 [2.8] years, 32.1 [12.3] kg and 135.5 [19.9] cm, respectively for
172 the weaker group. Subgroup GMFCS levels and subgroup comparisons of walking
173 capacities are presented in Table 4. The age and the mass were not significantly different
174 between subgroups ($p=0.15$ and $p=0.11$, respectively). However, the stronger group
175 (mean [SD]:150.4 [17.6] cm) was taller than the weaker group (mean [SD]:135.5 [19.9]
176 cm) ($p=0.03$). Subgroup Pearson’s correlation coefficients between walking capacities
177 and the GSI are presented in Table 4. No correlation was significant in the stronger
178 group, whereas the GSI was significantly correlated with the EEI, the comfortable
179 walking speed and endurance walking speed in the weaker group.

180

181

Discussion

182

183

184

The aim of this study was to evaluate the relationship between different walking capacities and lower limb muscle strength in children with BCP. Our results show that, using logarithmic models, GSI alone explained between 24 and 34% of the variance of

185 the walking capacities. In the subgroup analysis, if the strongest children were considered
186 (i.e. children with strength above the median of the group) no relationship was observed
187 between walking capacities and GSI. On the other hand, in the weaker children, moderate
188 significant correlations were observed for all walking capacities, but fast walking ($r=0.41$,
189 $p=0.09$). To our knowledge this is the first study which reports non-linear relationship
190 between muscle strength and walking capacities in children with BCP and shows such a
191 dichotomy when these relationships are observed in weaker and stronger children.

192 In the present study, as done in others [22], lower limb muscles group strength was
193 averaged in one value, namely the GSI. Such analysis was considered because the
194 literature failed to identify a unique muscle group as determinants for gait capacities
195 [7][8][20]. Indeed, correlation studies reported close r values (between 0.46 and 0.68)
196 with different muscle groups, including either extensor, flexor or abductor muscle group.

197 In the whole group of participants, moderate to strong correlations between walking
198 capacities and lower limb strength are reported (see Table 2). These correlations highlight
199 that a higher lower limbs strength was associated with greater walking speed, walking
200 efficiency, walking endurance, and capacity to increase walking speed. The correlation
201 coefficients reported in the present study corroborate with previous results observed on
202 heterogeneous groups of unilateral and bilateral CP children with high functional level
203 (GMFCS level I and II) [7][8]. However, for the first time, strength is related with
204 walking efficiency, walking endurance, and fast walking in a group including only
205 children with BCP with a GMFCS level I-III.

206 In the same way, the percent of explained variance of the walking capacities, between 21
207 and 34%, is in agreement with previous literature [7][8]. Dallmeijer et al. (2017) found

208 that muscle strength of the knee flexors and hip abductors explained between 21 and 24%
209 of the variance of comfortable and maximal walking speed. Another study by Ferland et
210 al. (2012) found that muscle strength of the hip abductors accounted for 44% of the
211 variance of maximal walking speed. The between-studies variation of the explained
212 variance can, in part, be explained by the GMFCS level differences of the participants, as
213 well as by the topography of the motor disorder. Moreover, as CP included a broad range
214 of permanent disorders, the sample of children from one study to another can be different
215 from many aspects (e.g. spasticity and joint contracture) which could impact walking
216 capacities and also cause the between-study variation.

217 The present study highlights that logarithmic model fit better the relationship between
218 walking capacities and lower limb strength than linear model in children with BCP. The
219 strength explained between 2 and 4% more variance of walking capacities with a
220 logarithmic model than a linear one. These results suggest that lower limb strength and
221 walking capacities are only positively associated in the first part of the curve, then a
222 ceiling effect seems to be observed. From a clinical point of view, these relationships
223 suggest that above a certain level, lower limb strength is no longer a limiting factor for
224 walking capacities. The subgroup analysis supports this interpretation. Indeed, in weaker
225 participants the strength correlated with comfortable walking speed ($r=0.59$), endurance
226 walking speed ($r=0.51$) and the EEI ($r=-0.51$), whereas none of the capacities correlated
227 with strength in the strongest group. In a first approach, the sample included in the
228 present study was separated into two groups based on the median GSI value. Further
229 studies are needed to specify the level of strength above which strength has no effect on
230 walking capacities in children with BCP.

231 Between groups comparisons show that children with higher levels of strength were more
232 efficient while walking and had a greater walking endurance and capacity to increase
233 their walking speed compared to the weaker children. Considering that the level of
234 strength required to walk represents a lower percentage of the maximal strength in
235 stronger children, they might be less prone to fatigue and also, they might have the
236 possibility to generate more power to increase their walking speed. Hence, muscle
237 strength seems more determinant for ambulatory challenging tasks than for comfortable
238 walking which could be performed within a lower range of strength [25].

239

240 **Study Limitations**

241 The present study has limitations that need to be addressed. First, the sample of
242 participants was divided into two groups based on the median value of the strength. In
243 order to specify the threshold under which less strength could compromise walking
244 capacities, further studies with larger sample size are needed. Second, strength was
245 evaluated through maximal isometric strength, whereas walking required dynamic force
246 production. Isometric hand held dynamometer method was chosen because it is an
247 affordable and valid method that can be used routinely in a clinical purpose [26].

248

249 **Conclusion**

250 This study demonstrated that logarithmic model gives a more precise description of the
251 relationship between muscle strength and walking capacities in children with BCP with
252 GMFCS level I-III. The logarithmic relationship, as well as the subgroup analysis
253 reported in this study, suggest a threshold under which strength can have a significant

254 impact on walking capacities. This innovative result could have utmost clinical
255 implications to screen children who could benefit from strength training.

Suppliers' List

- (a) heart rate belt monitor, Polar Electro Oy, Finland.
- (b) hand-held dynamometer, Lafayette Instruments, Lafayette, USA.
- (c) SPSS, version 21, SPSS Inc., Chicago, Illinois.

References

- [1] P. Rosenbaum, N. Paneth, A. Leviton, M. Goldstein, M. Bax, D. Damiano, B. Dan, B. Jacobsson, A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006, *Dev. Med. Child Neurol.* 49 (2007) 8–14. doi:10.1111/j.1469-8749.2007.tb12610.x.
- [2] J.R. Gage, M.H. Schwartz, S.E. Koop, T.F. Novacheck, *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*, John Wiley & Sons, 2009.
- [3] J. Howard, B. Soo, H.K. Graham, R.N. Boyd, S. Reid, A. Lanigan, R. Wolfe, D.S. Reddihough, Cerebral palsy in Victoria: Motor types, topography and gross motor function, *J. Paediatr. Child Health.* 41 (2005) 479–483. doi:10.1111/j.1440-1754.2005.00687.x.
- [4] M.E. Gannotti, G.E. Gorton, M.T. Nahorniak, P.D. Masso, Gait and participation outcomes in adults with cerebral palsy: A series of case studies using mixed methods, *Disabil. Health J.* 6 (2013) 244–252. doi:10.1016/j.dhjo.2013.01.013.
- [5] R. Jahnsen, L. Villien, T. Egeland, J.K. Stanghelle, Locomotion skills in adults with cerebral palsy, *Clin. Rehabil.* 18 (2004) 309–316. doi:10.1191/0269215504cr735oa.
- [6] O. Verschuren, A.R.P. Smorenburg, Y. Luiking, K. Bell, L. Barber, M.D. Peterson, Determinants of muscle preservation in individuals with cerebral palsy across the lifespan: a narrative review of the literature, *J. Cachexia Sarcopenia Muscle.* (2018). doi:10.1002/jcsm.12287.
- [7] A.J. Dallmeijer, E.A. Rameckers, H. Houdijk, S. de Groot, V.A. Scholtes, J.G. Becher, Isometric muscle strength and mobility capacity in children with cerebral palsy, *Disabil. Rehabil.* 39 (2017) 135–142. doi:10.3109/09638288.2015.1095950.
- [8] C. Ferland, C. Lepage, H. Moffet, D.B. Maltais, Relationships Between Lower Limb Muscle Strength and Locomotor Capacity in Children and Adolescents with Cerebral Palsy Who Walk Independently, *Phys. Occup. Ther. Pediatr.* 32 (2012) 320–332. doi:10.3109/01942638.2011.631102.
- [9] D.M. Buchner, E.B. Larson, E.H. Wagner, T.D. Koepsell, B.J. de Lateur, Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed, *Age Ageing.* 25 (1996) 386–391.
- [10] A. Middleton, G.D. Fulk, T.M. Herter, M.W. Beets, J. Donley, S.L. Fritz, Self-selected and maximal walking speeds provide greater insight into fall status than walking speed reserve among community-dwelling older adults, *Am. J. Phys. Med. Rehabil. Assoc. Acad. Physiatr.* 95 (2016) 475–482.
- [11] A. Parent, M. Raison, A. Pouliot-Laforte, P. Marois, D.B. Maltais, L. Ballaz, Impact of a short walking exercise on gait kinematics in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait, *Clin. Biomech.* 34 (2016) 18–21. doi:10.1016/j.clinbiomech.2016.03.003.
- [12] H.K. Graham, A. Harvey, J. Rodda, G.R. Nattrass, M. Pirpiris, The Functional Mobility Scale (fms), *J. Pediatr. Orthop.* 24 (2004) 514–520.
- [13] J. Rose, J.G. Gamble, A. Burgos, J. Medeiros, W.L. Haskell, Energy Expenditure Index of Walking for Normal Children and for Children with Cerebral Palsy, *Dev. Med. Child Neurol.* 32 (1990) 333–340. doi:10.1111/j.1469-8749.1990.tb16945.x.
- [14] J. Rose, J.G. Gamble, J. Lee, R. Lee, W.L. Haskell, The energy expenditure index: a method to quantitate and compare walking energy expenditure for children and

- adolescents, *J. Pediatr. Orthop.* 11 (1991) 571–578.
- [15] N.F. Taylor, K.J. Dodd, H.K. Graham, Test-retest reliability of hand-held dynamometric strength testing in young people with cerebral palsy, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 85 (2004) 77–80. doi:10.1016/S0003-9993(03)00379-4.
- [16] E.T. Berry, C.A. Giuliani, D.L. Damiano, Intrasession and Intersession Reliability of Handheld Dynamometry in Children with Cerebral Palsy, *Pediatr. Phys. Ther.* 16 (2004) 191–198. doi:10.1097/01.PEP.0000145932.21460.61.
- [17] O. Verschuren, M. Ketelaar, T. Takken, M. van Brussel, P.J.M. Helders, J.W. Gorter, Reliability of hand-held dynamometry and functional strength tests for the lower extremity in children with Cerebral Palsy, *Disabil. Rehabil.* 30 (2008) 1358–1366. doi:10.1080/09638280701639873.
- [18] J. Crompton, M.P. Galea, B. Phillips, Hand-held dynamometry for muscle strength measurement in children with cerebral palsy, *Dev. Med. Child Neurol.* 49 (2007) 106–111. doi:10.1111/j.1469-8749.2007.00106.x.
- [19] M.N. Eek, A.-K. Kroksmark, E. Beckung, Isometric Muscle Torque in Children 5 to 15 Years of Age: Normative Data, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 87 (2006) 1091–1099. doi:10.1016/j.apmr.2006.05.012.
- [20] L. Ballaz, S. Plamondon, M. Lemay, Ankle range of motion is key to gait efficiency in adolescents with cerebral palsy, *Clin. Biomech.* 25 (2010) 944–948. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.06.011.
- [21] D.L. Damiano, M.F. Abel, Functional outcomes of strength training in spastic cerebral palsy, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 79 (1998) 119–125.
- [22] M. Sison-Williamson, A. Bagley, G. Gorton, B.A. Johnson, D. Oeffinger, Analysis of the relationships that body composition and muscular strength have with oxygen cost of walking in children with cerebral palsy, *Gait Posture.* (2014). doi:10.1016/j.gaitpost.2014.07.010.
- [23] E. Domholdt, *Rehabilitation Research: Principles and Applications*, Elsevier Saunders, 2005.
- [24] D.C. Montgomery, E.A. Peck, G.G. Vining, *Introduction to Linear Regression Analysis*, John Wiley & Sons, 2012.
- [25] M.N. Eek, R. Tranberg, E. Beckung, Muscle strength and kinetic gait pattern in children with bilateral spastic CP, *Gait Posture.* 33 (2011) 333–337. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.10.093.
- [26] L.J. Hébert, D.B. Maltais, C. Lepage, J. Saulnier, M. Crête, M. Perron, Isometric Muscle Strength in Youth Assessed by Hand-held Dynamometry: A Feasibility, Reliability, and Validity Study, *Pediatr. Phys. Ther.* 23 (2011) 289–299. doi:10.1097/PEP.0b013e318227ccff.

Table 1. Participants characteristics

Girls / Boys	13 / 19
Age (yrs)	11.9 [3.8]
Mass (kg)	35.9 [13.7]
Height (cm)	142.9 [20.0]

*data are presented as mean [SD]

Table 2. Pearson's correlation coefficients between walking capacities and strength

	<i>r</i>	<i>p</i>
Comfortable walking speed	0.42	0.016*
Fast walking speed	0.51	0.007*
Endurance walking speed	0.55	0.001*
Δ between fast and comfortable walking speed (%)	0.49	0.011*
Energy Expenditure Index	-0.53	0.002*

*significant correlation with the GSI (significance set at: $p < 0.05$)

Table 3. Linear and logarithmic regressions models with the GSI as the independent variable

	Linear		Logarithmic	
	r^2	p	r^2	p
Comfortable walking speed (m/min)	0.21	0.01*	0.24	0.01*
Fast walking speed (m/min)	0.26	<0.01*	0.28	<0.01*
Endurance walking speed (m/min)	0.31	<0.01*	0.34	<0.01*
Energy Expenditure Index (beats/m)	0.25	0.01*	0.29	<0.01*

*significant regression model (significance set at: $p < 0.05$)

Table 4. Subgroup analysis; Pearson's correlation coefficient between the GSI and walking capacities and the comparison of walking capacities

	Weaker (n=16)		Stronger (n=16)		Student's T-Test	
	Mean [SD]	r p	Mean [SD]	r p	r	p
GMFCS I / II / III	2 / 6 / 8		4 / 9 / 3			
Girls / Boys	7 / 9		4 / 12			
Comfortable walking speed (m/min)	59.06 [12.86]	0.59 0.02*	62.93 [10.74]	0.44 0.09	0.29	0.29
Fast walking speed (m/min)	74.35 [17.87]	0.49 0.09	87.09 [15.07]	0.31 0.30	0.06	0.06
Endurance walking speed (m/min)	56.18 [17.00]	0.51 0.05*	68.22 [10.80]	0.32 0.24	0.02†	0.02†
Δ between fast and comfortable walking speed (%)	19.29 [11.23]	-0.05 0.88	34.13 [11.66]	0.05 0.88	<0.01†	<0.01†
Energy Expenditure Index (beats/m)	1.28 [0.71]	-0.51 0.04*	0.89 [0.29]	-0.28 0.29	0.05†	0.05†

*significant correlation with the GSI (significance set at: p<0.05)

† significant difference between the weaker and the stronger group (significance set at: p<0.05)

6.3 Étude 3: Déterminants cinématiques de la longueur du pas

6.3.1 Introduction

La vitesse de marche, le produit de la longueur du pas et de la cadence, conditionne la dépense énergétique et les capacités de marche (Rose *et al.*, 1990). Contrairement aux enfants avec un développement typique, il a été démontré que l'augmentation de la longueur d'un pas est limitée lorsqu'il est demandé à un enfant avec une PC d'augmenter sa vitesse de marche (Davids *et al.*, 2017). En effet, les enfants avec une PC augmentent leur vitesse de marche principalement par l'augmentation de leur cadence (Abel et Damiano, 1996 ; Davids *et al.*, 2017). D'autre part, une relation entre la dépense énergétique à la marche et la longueur du pas a été rapportée (Kimoto *et al.*, 2017). En effet, un pas plus long est associé à une dépense énergétique diminuée, alors qu'aucune relation n'a été rapportée entre la cadence et la dépense énergétique (Kimoto *et al.*, 2017). Ainsi, connaître les déterminants cinématiques conditionnant la longueur du pas revêt une importance clinique considérant qu'une augmentation de la longueur d'un pas permettrait d'augmenter la vitesse de marche et par le fait même les capacités de marche chez cette population.

6.3.2 Objectif spécifique

L'objectif spécifique de cette troisième étude est d'évaluer les paramètres cinématiques conditionnant la longueur d'un pas chez des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale. Afin de répondre à cet objectif, deux sous-objectifs ont été définis en prenant en considération les instants clés du cycle de marche pour la réalisation d'un pas (Kuo et Donelan, 2010).

6.3.3 Sous-objectif 1

Déterminer la relation entre la longueur du pas et les paramètres cinématiques du membre inférieur ipsilatéral lors de la poussée du pied et du contact initial.

6.3.3.1 Sous-hypothèse 1

Selon le modèle de transition d'un pas à l'autre (Donelan *et al.*, 2002 ; Kuo *et al.*, 2005), l'angle de la cheville à la poussée et l'angle de la hanche lors du contact initial sont associés à la longueur du pas.

6.3.4 Sous-objectif 2

Déterminer la relation entre la longueur du pas et les paramètres cinématiques du membre inférieur controlatéral lors de la phase de simple appui.

6.3.4.1 Sous-hypothèse 2

Selon le modèle du pendule inverse (Kuo *et al.*, 2005 ; Kuo et Donelan, 2010), l'amplitude de mouvement de la hanche ainsi que l'extension du genou du membre inférieur controlatéral sont associées à la longueur du pas.

6.3.5 Article 3

Titre

A kinematic analysis for identifying key contributors of step length in children with cerebral palsy

Auteurs

Annie Pouliot-Laforte, Audrey Parent, Pierre Marois, Benjamin Sinclair, Martin Lemay et Laurent Ballaz

Résumé

L'objectif de l'étude était d'étudier la relation entre les paramètres cinématiques de la marche et la longueur du pas. Quarante-cinq enfants avec une PC spastique bilatérale ont complété une AQM. Les variables qui ont été retenues sont la longueur du pas et la cinématique en trois dimensions du tronc, du bassin, des hanches, genoux et chevilles pour le membre inférieur ipsilatéral et controlatéral. Les coefficients de corrélations et un modèle de régression linéaire ont été calculés en considérant la longueur du pas comme variable dépendante. Les variables retenues dans le modèle expliquent 59 % de la variance de la longueur du pas (r^2 ajusté = 0,594, $p < 0,001$). Cette étude démontre que l'extension de la jambe durant la poussée du pied, tout comme l'amplitude de mouvement de la hanche, du genou et du bassin sont des facteurs déterminants de la longueur du pas chez cette population.

Journal

Clinical Biomechanics (*soumis*)

**A kinematic analysis for identifying key contributors of step length in
children with cerebral palsy**

Annie Pouliot-Laforte M.Sc. ^{a,b}, Audrey Parent M.Sc ^{a,b}, Pierre Marois MD ^a, Benjamin
Sinclair B.Sc ^a, Martin Lemay PhD ^{a,c}, Laurent Ballaz PhD ^{a,c}

(a) Sainte-Justine UHC Research Center, Centre de Réadaptation Marie Enfant, 5200 rue
Bélanger, Montréal (Qc), H1T 1C9, Canada

(b) Department of Biological Sciences, Université du Québec à Montréal (UQAM), 141
Avenue du Président-Kennedy, Montreal (Qc), H2X 1Y4, Canada

(c) Department of Physical Activity Sciences, Université du Québec à Montréal
(UQAM), 141 Avenue du Président-Kennedy, Montreal (Qc), H2X 1Y4, Canada

Corresponding Author :

Annie Pouliot-Laforte
Centre de recherche CHU Sainte-Justine
Centre de réadaptation Marie Enfant
5200 rue Bélanger, Montreal (Qc), H1T 1C9, Canada
Email : pouliot_laforte.annie@courrier.uqam.ca

Word count : abstract (201 words); main text (1497 words)

Acknowledgments

The work was supported by the Fondation CHU Sainte-Justine, Bourse d'excellence de la
Faculté des sciences de l'UQAM and Fond Recherche Québec Santé – FRQS. The
funders had no role in study design, data collection and analysis, decision to publish, or
preparation of the manuscript.

Highlights

- Step length is associated with walking speed in bilateral CP children
- No relation is observed between step length and cadence in bilateral CP children
- At push-off, hip and ankle extension are key contributors to step length
- Frontal and transverse pelvis motion contributes to longer steps
- Larger hip and knee range of motion during stance are related to longer steps

1

Abstract

2 *Background:* Walking speed, the product of step length and cadence, is a major
3 determinant for the autonomy of children with cerebral palsy. The identification of
4 kinematic factors affecting step length is essential to guide therapeutic intervention. The
5 aim of this study was to describe the relationship between gait kinematic and step length
6 in children with cerebral palsy.

7 *Methods:* 45 children with spastic bilateral cerebral palsy completed a gait analysis. The
8 outcome measures were the step length and the 3D kinematic of the trunk, pelvis, hip,
9 knee and ankle (ipsilateral and contralateral leg). The mean and the range of motion of
10 each outcome, for each gait cycle period, were retained for analysis. Correlation
11 coefficients and a regression model were calculated with step length as the dependant
12 variable.

13 *Findings:* The variables retained in the regression model (r^2 -adjusted=0.594, $p<0.001$)
14 were: ipsilateral sagittal hip and ankle angle at push-off, contralateral sagittal hip and
15 knee range of motion during single stance, coronal pelvis range of motion during
16 contralateral single stance and transverse pelvis angle at foot contact.

17 *Interpretation:* Lower limb extension during push-off, as well as, hip, knee and pelvic
18 range of motion were highlighted as key factors for step length in children with cerebral
19 palsy.

20 **Keywords:** cerebral palsy, step length, walking speed

21

22 1. Introduction

23 Walking speed is a major determinant for the quality of life and the autonomy of
24 individuals with gait disorders, particularly because low walking speed can compromise
25 community integration [1]. Walking speed is determined by the product of step length
26 and cadence. In typically developed (TD) individual, these parameters increase with
27 walking speed. Schwartz et al (2008) reported a constant ratio intra- and inter-subject
28 between step length and cadence when TD children are asked to walk at different walking
29 speed [2].

30 In children with bilateral cerebral palsy (CP), a complex musculoskeletal condition
31 leading to gait disorder, many factors can interfere with step length, including limited
32 range of motion (RoM) [3], spasticity, [4] and muscle weakness [5]. Therefore,
33 relationships between step length, cadence, and walking speed are compromised due to
34 the atypical posture adopted during walking. Moreover, excessive knee flexion at foot
35 contact followed by knee extension during the stance phase can be observed [6]. Some of
36 those adaptations could impact step length, whereas other may not have a significant
37 impact. It has already been shown that at comfortable walking speed, step length and
38 cadence are lower in children with CP compared to TD children [7]. Therefore, many
39 therapies aimed to increase step length in order to improve walking speed in this
40 population. However, the kinematic factors affecting step length in children with bilateral
41 CP are not known.

42 The aim of this study was to describe the relationship between gait kinematic parameters
43 and step length in children with bilateral spastic CP. The identification of the factors

44 affecting step length in this population is essential, considering the role of step length on
45 walking speed.

46

47 **2. Materials and Methods**

48 **2.1. Sample Information**

49 Participants were selected from the database of children who have undergone a 3D gait
50 analysis at Marie Enfant Rehabilitation Center (LAM-CRME, Montreal, Canada)
51 between 2013 and 2017. From the database, all children who fulfilled the following
52 selection criteria were included in the present study. Inclusion criteria were a diagnosis of
53 spastic bilateral CP, the ability to walk independently with or without assistive devices,
54 and the ability to follow simple verbal instructions. Exclusion criteria were known
55 cardiovascular disease, surgical operation 12 months prior to the gait analysis, and
56 Botulinum Toxin injection 6 months prior to the gait analysis. The study was approved
57 by the Research Ethics Board of Sainte-Justine Hospital. Informed consent and assent
58 were obtained from all parents and children, respectively.

59 **2.2. Measurements**

60 Children were asked to walk at their self-selected comfortable walking speed on a 12-
61 meter walkway. A three-dimensional (3D) video motion capture system (VICON, Oxford
62 Metrics Ltd., Oxford) with twelve cameras sampling at 100 Hz was used to record the 3D
63 positions of retro-reflective markers (14 mm in diameter) attached to each participant.
64 Marker locations followed the Plug-in Gait full body kinematic model [8]. The 3D
65 trajectories were filtered using the Vicon Woltering routine and the kinematic was

66 analysed with BTK [9] in Matlab (version R2015b, MathWorks, Natick, MA). At least 6
67 gait cycles were averaged for analysis. The outcome measures were step length (see
68 Figure 1) and bilateral hip, knee, and ankle angle, as well as the 3D kinematic of the
69 trunk and pelvis. The analysis included ipsilateral push-off and foot contact instant and
70 the contralateral single leg stance phase in order to get a complete overview on how step
71 length is performed. The mean value for the push-off and foot contact and the single leg
72 stance RoM [3] were also retained for analysis. Leg length is known to affect step length
73 [10]. Therefore, for each participant, step length was normalized to their functional leg
74 length which was defined as the distance between hip joint center and ground in static
75 standing position [10].

76 **2.3. Statistics**

77 The data were reported as mean [SD]. The normality of the distribution was assessed by
78 the Kolmogorov-Smirnov test. Data not normally distributed were transformed with the
79 root mean square transformation to meet the distribution assumptions. Pearson's
80 correlation coefficients (r) were calculated to quantify the relationship between step
81 length and all kinematic variables. Then, a linear regression model with a stepwise
82 approach was assessed with step length as the dependant variable. Only variables with a
83 significant correlation were proposed to the model. Variables were kept into the model if
84 the F probability was inferior to 0.05 and removed from the model if the F probability
85 was superior to 0.1. The hip in the coronal plane was not proposed to the model due to
86 the association of this variable with pelvis obliquity in the Plug-in gait kinematic model.
87 The sagittal trunk and pelvis angle were also not considered because of the possible effect

88 of walking aids on those articulations [11]. A significance level of $p < 0.05$ was
89 considered.

90

91 **3. Results**

92 Forty-five children and adolescents with spastic bilateral CP (twenty females; mean age
93 [SD]: 11.4 [3.8] years; body mass: 37.4 [12.9] kg and height: 140.2 [18.0] cm) were
94 included in this study. Children were classified with the Gross Motor Function
95 Classification System (GMFCS) level I (n=8), II (n=21), III (n=14), IV (n=2). Ten
96 participants used an assistive device (orthosis, n=2; canes, n=3; walker, n=5).

97 The average walking speed was 84.51 [21.66] m/min with a step length of 0.68 [0.10] m
98 and a cadence of 183.38 [56.95] step/min. Walking speed was correlated with cadence
99 ($r=0.77$, $p<0.000$) and step length ($r=0.60$, $p<0.000$), Correlations Pearson's coefficient
100 quantifying the relationship between 3D kinematic variables and step length are
101 presented in Table I. The stepwise linear regression model explained 59.4 % (r^2 -adjusted, p
102 < 0.001) of the variance of the step length by six kinematic variables. The regression
103 model is presented in Table II.

104

105 **4. Discussion**

106 The aim of the present study was to describe the relationship between gait kinematic
107 parameters and step length in children with bilateral spastic CP in order to identify the
108 factors affecting step length when walking at a comfortable speed. The results showed

109 that mainly lower limb sagittal movement, as well as pelvic movement, accounted for the
110 variance of the step length. Those variables included (1) the contralateral hip and knee
111 sagittal RoM during single stance, (2) the ipsilateral hip and ankle sagittal angle at push-
112 off, (3) the pelvis coronal RoM during single leg stance and (4) the pelvis transverse
113 angle at foot contact.

114 The key contribution of contralateral hip RoM during single leg stance for step length is
115 in line with a previous study, which reported that limited hip extension resulted in a
116 decreased in step length [3]. These observations support the pendulum theory of gait [12]
117 since bilateral hip RoM is key to ensure large pendulum and inverted pendulum
118 movement of the lower extremity during swing and stance phase, respectively [12]. The
119 contralateral knee RoM in the sagittal plane during single leg stance also strongly
120 influence step length. Excessive knee flexion during stance is a characteristic in spastic
121 bilateral CP [13]. The capacity to generate greater knee extension during mid- and
122 terminal stance facilitates the passage of the opposite foot, therefore leading to larger
123 step.

124 Step length is also associated with the hip and ankle angle of the ipsilateral leg at push-
125 off. These associations highlight that a more extended limb at push-off is associated with
126 longer step length. The extension movement at push-off is required to produce power,
127 which in turn facilitates the following swing phase [12], and possibly influence step
128 length. Further studies are needed to assess the direct relationship between power
129 generation during push-off and step length in children with CP.

130 Finally, pelvis angle in the transverse plane at foot contact is associated with longer step
131 length. In other population with gait disorder, it has been suggested that an increase in
132 pelvis rotation may compensate for hip flexion limitation [14]. Indeed, by increasing
133 pelvis internal rotation at foot contact, this might allow a further foot placement and
134 therefore a longer step. In TD individual, no relationship is observed between pelvis
135 motion and step length [15]. It can be assumed that the difference in pelvis movements
136 between CP and TD individuals is a result of the compensatory mechanisms to increase
137 step length in children with CP. Furthermore, results showed that pelvis obliquity RoM
138 during single leg stance is associated with longer step length. A compensatory
139 mechanism, named “hip-hiking”, may explain this relationship. Hip-hiking is defined as
140 an elevate pelvis during mid- swing to compensate for lower knee flexion of the same
141 limb [16]. A lower knee flexion during swing requires compensatory mechanism to
142 achieve an adequate foot clearance, reducing risk of tripping and thus, gaining in
143 stability.

144

145 **5. Conclusions**

146 The present study shows the importance of the lower limb extension during push-off, as
147 well as hip and knee flexion/extension RoM for step length in children with bilateral CP.
148 Treatments aimed at improving these key factors could have a significant impact on step
149 length and therefore walking speed of these children. Further studies should quantify the
150 direct relationship between the underlying impairments of CP and step length and the
151 impact of treatments targeting the factors contributing to step length.

152 **References**

- 153 [1] S.E. Lord, K. McPherson, H.K. McNaughton, L. Rochester, M. Weatherall,
154 Community ambulation after stroke: how important and obtainable is it and what
155 measures appear predictive?, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 85 (2004) 234–239.
156 doi:10.1016/j.apmr.2003.05.002.
- 157 [2] M.H. Schwartz, A. Rozumalski, J.P. Trost, The effect of walking speed on the gait
158 of typically developing children, *J. Biomech.* 41 (2008) 1639–1650.
159 doi:10.1016/j.jbiomech.2008.03.015.
- 160 [3] J. Perry, S.T. K, J.R. Davids, *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, J.
161 *Pediatr. Orthop.* 12 (1992) 815.
- 162 [4] M. Lotfian, M.M. Mirbagheri, M.R. Kharazi, F. Dadashi, R. Nourian, A. Irani, A.
163 Mirbagheri, Pendulum test measure correlates with gait parameters in children with
164 cerebral palsy, in: 2016 38th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC,
165 2016: pp. 1708–1711. doi:10.1109/EMBC.2016.7591045.
- 166 [5] Y.P. Lim, Y.-C. Lin, M.G. Pandy, Effects of step length and step frequency on
167 lower-limb muscle function in human gait, *J. Biomech.* 57 (2017) 1–7.
168 doi:10.1016/j.jbiomech.2017.03.004.
- 169 [6] J.M. Rodda, H.K. Graham, L. Carson, M.P. Galea, R. Wolfe, Sagittal gait patterns
170 in spastic diplegia, *J. Bone Joint Surg. Br.* 86-B (2004) 251–258. doi:10.1302/0301-
171 620X.86B2.13878.
- 172 [7] S. Öunpuu, G. Gorton, A. Bagley, M. Sison-Williamson, S. Hassani, B. Johnson, D.
173 Oeffinger, Variation in kinematic and spatiotemporal gait parameters by Gross
174 Motor Function Classification System level in children and adolescents with
175 cerebral palsy, *Dev. Med. Child Neurol.* 57 (2015) 955–962.
176 doi:10.1111/dmcn.12766.
- 177 [8] R.B. Davis, S. Öunpuu, D. Tyburski, J.R. Gage, A gait analysis data collection and
178 reduction technique, *Hum. Mov. Sci.* 10 (1991) 575–587. doi:10.1016/0167-
179 9457(91)90046-Z.
- 180 [9] A. Barre, S. Armand, Biomechanical ToolKit: Open-source framework to visualize
181 and process biomechanical data, *Comput. Methods Programs Biomed.* 114 (2014)
182 80–87. doi:10.1016/j.cmpb.2014.01.012.

- 183 [10] A.L. Hof, Scaling gait data to body size, *Gait Posture*. 4 (1996) 222–223.
184 doi:10.1016/0966-6362(95)01057-2.
- 185 [11] B.K. Krautwurst, T. Dreher, S.I. Wolf, The impact of walking devices on kinematics
186 in patients with spastic bilateral cerebral palsy, *Gait Posture*. 46 (2016) 184–187.
187 doi:10.1016/j.gaitpost.2016.03.014.
- 188 [12] A.D. Kuo, J.M. Donelan, Dynamic Principles of Gait and Their Clinical
189 Implications, *Phys. Ther.* 90 (2010) 157–174. doi:10.2522/ptj.20090125.
- 190 [13] S.A. Rethlefsen, G. Blumstein, R.M. Kay, F. Dorey, T.A.L. Wren, Prevalence of
191 specific gait abnormalities in children with cerebral palsy revisited: influence of age,
192 prior surgery, and Gross Motor Function Classification System level, *Dev. Med.*
193 *Child Neurol.* 59 (2017) 79–88. doi:10.1111/dmcn.13205.
- 194 [14] Y.P. Huang, S.M. Bruijn, J.H. Lin, O.G. Meijer, W.H. Wu, H. Abbasi-Bafghi, X.C.
195 Lin, J.H. van Dieën, Gait adaptations in low back pain patients with lumbar disc
196 herniation: trunk coordination and arm swing, *Eur. Spine J.* 20 (2011) 491–499.
197 doi:10.1007/s00586-010-1639-8.
- 198 [15] B.W. Liang, W.H. Wu, O.G. Meijer, J.H. Lin, G.R. Lv, X.C. Lin, M.R. Prins, H.
199 Hu, J.H. van Dieën, S.M. Bruijn, Pelvic step: The contribution of horizontal pelvis
200 rotation to step length in young healthy adults walking on a treadmill, *Gait Posture*.
201 39 (2014) 105–110. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.06.006.
- 202 [16] D.C. Kerrigan, E.P. Frates, S. Rogan, P.O. Riley, Hip hiking and circumduction:
203 quantitative definitions, *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 79 (2000) 247–252.

Figure 1. Representation of a step

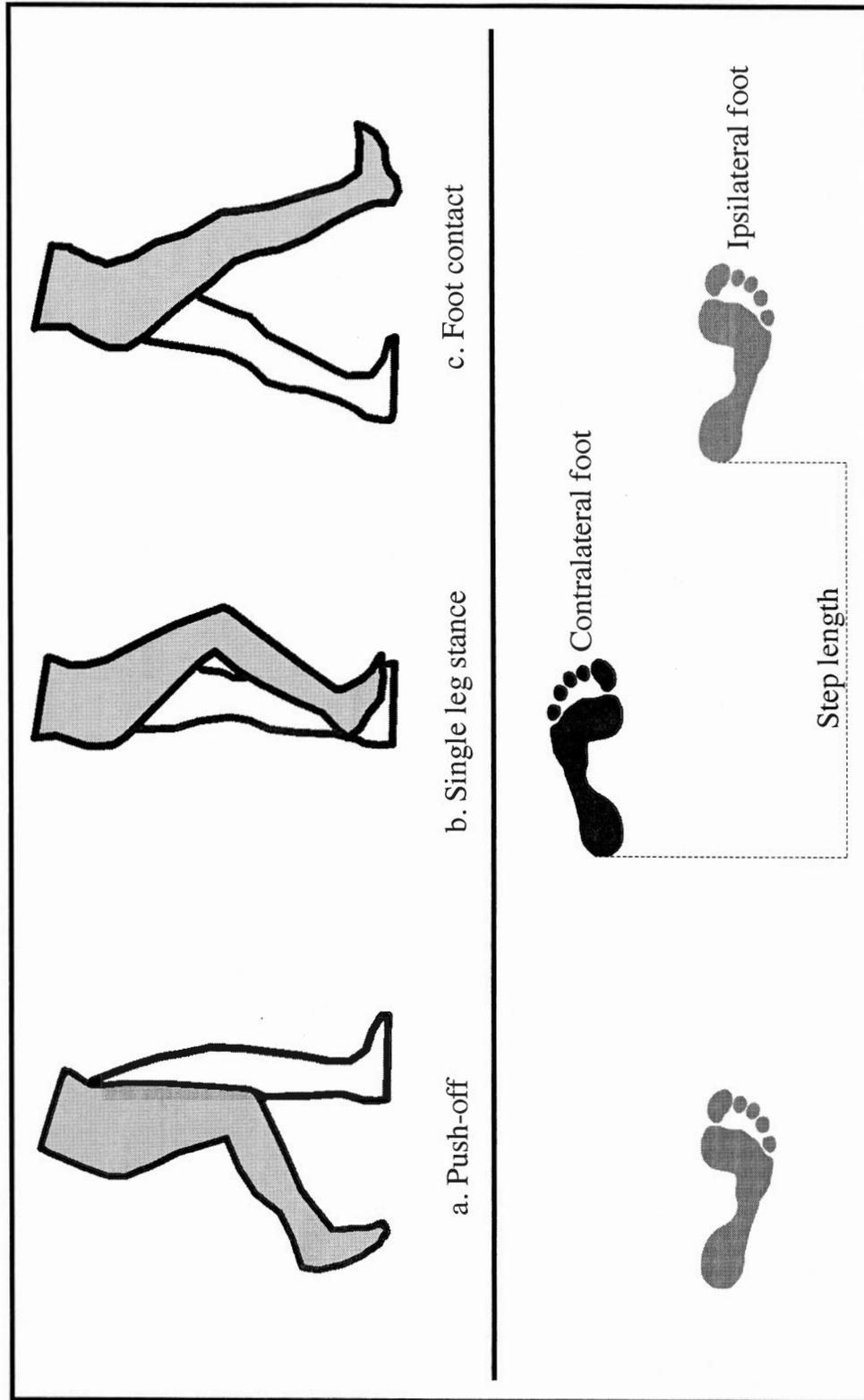


Table II. Stepwise Linear Regression model						
Model	Standardize	t	p	r ²	r ² - Adjusted	p
	Coefficients Beta					
Constante		12.516	0.000	0.621	0.594	<0,0001
Contralateral single stance - Sagittal Hip	0.601	6.353	0.000			
Ipsilateral foot contact - Transverse pelvis	0.302	3.961	0.000			
Contralateral single stance - Sagittal Knee	-0.349	-3.688	0.000			
Ipsilateral push-off - Sagittal hip	-0.426	-5.580	0.000			
Single stance - Coronal Pelvis	0.233	3.123	0.002			
Ipsilateral push-off - Sagittal ankle	-0.191	-2.721	0.008			

CHAPITRE VII

DISCUSSION

7.1 Résumé des principaux résultats

L'objectif général de cette présente thèse était d'étudier les relations entre les capacités de marche et la biomécanique de la marche chez des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale. Pour répondre à cet objectif, trois projets de recherche distincts ont été réalisés. Le premier projet, réalisé sous forme d'une étude pilote, visait l'analyse de la relation entre, d'une part, l'efficacité de la marche et la force musculaire et, d'autre part, l'efficacité de la marche et les paramètres cinématiques et cinétiques de la marche. À la suite de ces résultats, et sur la base de la littérature, un approfondissement des résultats était nécessaire. Ainsi, le second projet visait à évaluer la relation entre différentes capacités de marche et la force musculaire chez cette même population. Finalement, toujours dans l'optique de mieux comprendre les déterminants d'une marche efficace, une troisième étude a été réalisée. Celle-ci visait à déterminer les paramètres cinématiques conditionnant la longueur d'un pas chez des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale. Dans les prochains paragraphes, un résumé des principaux résultats des différentes études sera détaillé. Puis, une discussion sur les principaux résultats suivra.

7.1.1 Étude 1 : Relation entre l'efficacité de la marche et la force musculaire et les paramètres cinématiques et cinétiques de la marche

Le premier projet, réalisé sous forme d'une étude pilote, a démontré une association entre la dépense énergétique à la marche et la force musculaire des fléchisseurs et extenseurs du genou. D'autre part, il a été démontré que l'efficacité de la marche et l'amplitude de mouvement à la cheville durant la phase d'appui et la puissance maximale générée à cette même articulation lors de la poussée du pied sont associées négativement à la dépense énergétique à la marche. En d'autres mots, une plus grande amplitude de mouvement à la cheville et une plus grande puissance générée à la cheville sont associées à une plus petite dépense énergétique. En second lieu, l'amplitude de mouvement à la cheville et la puissance générée à cette même articulation expliquent 75 % de la variance de l'efficacité de la marche chez des enfants avec une PC spastique bilatérale. L'ensemble de ces résultats soulignent l'importance de la force des muscles fléchisseurs et extenseurs du genou et l'importance de la puissance générée à la cheville afin d'optimiser la dépense énergétique à la marche chez cette population.

Cependant, le petit nombre de participants limite la généralisation de ces résultats. Ainsi, il était primordial d'augmenter l'échantillon de la population à l'étude pour les projets de recherches suivants. De plus, afin de cibler les déterminants conditionnant l'efficacité de la marche il était important de préciser les variables utilisées. À la lumière des résultats de la première étude, la relation entre les capacités de la marche, incluant l'efficacité de cette dernière, et la force musculaire a été approfondie. Tout comme la relation entre la cinématique à la marche et la longueur d'un pas, déterminant majeur de la vitesse de marche.

7.1.2 Étude 2 : Relation entre la force musculaire des membres inférieurs et les capacités de marche

Cette seconde étude visait à établir la relation entre la force musculaire et les capacités de marche. Les capacités de marche se réfèrent à l'efficacité de la marche, la vitesse de marche confortable, la vitesse de marche d'endurance et la vitesse de marche rapide. Tout d'abord, de fortes associations entre chacune de ces capacités de marche et la force musculaire ont été observées. Puis, il a été démontré que les régressions logarithmiques expliquent entre 24 et 34 % de la variance des capacités de marche, soit entre 2 et 4 % de plus que les modèles de régressions linéaires (voir Annexe B).

Dans un second temps, le groupe de participants a été divisé en deux selon leur niveau de force musculaire. La sous-analyse a démontré que les enfants ayant un niveau de force musculaire plus élevé ont une marche plus efficace, une meilleure endurance à la marche et une plus grande capacité d'augmenter leur vitesse de marche que les enfants ayant un niveau de force musculaire plus bas. De plus, dans le groupe d'enfants ayant un niveau de force musculaire plus élevé, aucune corrélation entre la force musculaire et les capacités de marche n'a été observée. Cependant, dans le groupe d'enfants ayant un niveau de force musculaire plus bas, la force musculaire est associée à toutes les capacités de marche, excepté la vitesse de marche rapide ($r=0,41$, $p=0,09$). Cette sous-analyse confirme qu'avec l'augmentation du niveau de force, les relations entre la force musculaire et les différentes capacités de marche changent, et ainsi, supportent les relations mises de l'avant par les régressions logarithmiques. De ce fait, cette étude est la première, chez des enfants avec une PC spastique bilatérale, à suggérer l'existence d'un seuil de force au-delà duquel une force plus élevée ne correspond pas à des capacités de marche plus importantes.

7.1.3 Étude 3 : Déterminants cinématiques de la longueur du pas

Cette troisième étude démontre que 59,4 % de la variance de la longueur d'un pas chez des enfants avec une PC spastique bilatérale peut être expliquée par six variables cinématiques. Ces variables cinématiques sont principalement des mouvements dans le plan sagittal des membres inférieurs et des mouvements du bassin. Il s'agit (1) des angles d'extension de la hanche et de la cheville ipsilatérale lors de la poussée du pied, (2) de l'amplitude de mouvement dans le plan sagittal de la hanche et du genou controlatéral lors de la phase de simple appui, (3) de l'amplitude de mouvement du bassin dans le plan frontal durant la phase de simple appui controlatéral et (4) de l'angle de rotation interne du bassin lors du contact du pied ipsilatéral. Ces paramètres mettent en lumière les stratégies compensatoires utilisées par les enfants avec une PC spastique bilatérale pour augmenter la longueur d'un pas. De plus, cette étude démontre une relation entre la vitesse de marche et la cadence, tout comme entre la vitesse de marche et la longueur du pas. Contrairement aux enfants ayant un développement typique (Schwartz *et al.*, 2008), aucune relation n'est présente entre la longueur du pas et la cadence chez cette population.

Afin de discuter plus en détail des résultats des trois études présentées, la section suivante s'organisera suivant les deux déterminants des capacités de marche mis en avant dans cette thèse, à savoir la force musculaire et la cinématique.

7.2 Contribution de la force musculaire dans les capacités de marche

Dans la littérature, on retrouve de nombreuses études qui ont mis en relation la force musculaire et les habiletés motrices (Ballaz *et al.*, 2010 ; Dallmeijer *et al.*, 2017 ; Eek *et al.*, 2011 ; Ferland *et al.*, 2012 ; Ross et Engsberg, 2007 ; Thompson *et al.*, 2011) ou encore la force musculaire et l'efficacité de la marche (Ballaz *et al.*, 2010 ; Goh *et al.*, 2006 ; Kramer et MacPhail, 1994 ; Sison-Williamson *et al.*, 2014). D'autant plus, que la force musculaire a été ciblée comme étant un déterminant de la plus haute importance

pour le maintien d'une marche autonome (Verschuren *et al.*, 2008a). Cependant, les études présentées dans cette thèse se démarquent de la littérature par l'utilisation d'un indice global de force musculaire, par la présence d'une relation logarithmique et par l'échantillon étudié. Ces points seront abordés dans les prochains paragraphes.

7.2.1 Utilisation d'un indice global de force musculaire

Dans un premier temps, les résultats de la première étude répliquent les résultats que l'on retrouve dans la littérature, à savoir que la force musculaire des fléchisseurs et des extenseurs du genou sont associés à la dépense énergétique à la marche (Ballaz *et al.*, 2010 ; Kramer et MacPhail, 1994 ; Sison-Williamson *et al.*, 2014). Toutefois, la littérature échoue à cibler un seul groupe musculaire comme déterminants des capacités de marche (Ballaz *et al.*, 2010 ; Dallmeijer *et al.*, 2017 ; Ferland *et al.*, 2012 ; Kramer et MacPhail, 1994 ; Thompson *et al.*, 2011). En effet, les coefficients de corrélations rapportés sont comparables, et ce pour différents groupes musculaires incluant des extenseurs, des fléchisseurs et des abducteurs. Il est important de noter que la marche demande l'implication de plusieurs groupes musculaires intervenant à des moments précis du cycle de marche (Winter, 2009). C'est l'une des raisons qui pourraient expliquer l'incapacité de cibler un seul groupe musculaire déterminant pour les capacités de marche. De plus, il faut également considérer que chez un enfant ou un adolescent avec une PC spastique bilatérale, il existe une relation entre le niveau de force des différents groupes musculaires et la sévérité de l'atteinte (Eek et Beckung, 2008 ; Ross et Engsborg, 2007). En effet, plus l'atteinte est sévère, plus l'ensemble des muscles sont faibles. Ces adaptations, en lien avec la PC, peuvent expliquer la diversité des groupes musculaires mis en relation avec les capacités de marche dans la littérature.

À la lumière de ce constat, un indice global de la force musculaire, défini par la somme de la force des membres inférieurs a été utilisé dans la seconde étude. L'utilisation d'un tel indice global de la force musculaire permet de quantifier, dans son ensemble, la force musculaire des membres inférieurs (Buchner *et al.*, 1996 ; Sison-Williamson *et al.*, 2014). Buchner *et al.* (1996) ont utilisés un indice semblable afin de quantifier la

relation entre la force musculaire des membres inférieurs et la vitesse de marche confortable chez des personnes âgées (Buchner *et al.*, 1996). Ils ont d'ailleurs démontré une relation logarithmique entre ces deux variables chez cette même population.

7.2.2 Relation logarithmique

Dans la littérature, on retrouve plusieurs études démontrant une relation entre la force musculaire d'un certain groupe de muscles et les capacités de marche (Ballaz *et al.*, 2010 ; Dallmeijer *et al.*, 2017 ; Eek *et al.*, 2011 ; Ferland *et al.*, 2012). Cependant, une relation linéaire a toujours été présumée. Chez d'autres populations, telles que chez les personnes âgées, une relation logarithmique a été démontrée entre la vitesse de marche et la force musculaire des membres inférieurs (Buchner *et al.*, 1996).

En effet, Buchner et al (1996), ont démontrés la présence d'une relation logarithmique entre la force musculaire des membres inférieurs et la vitesse de marche confortable (Buchner *et al.*, 1996). Ce type de relation se traduit par deux phases distinctes dans la courbe de la relation. La première phase exprime qu'une augmentation de la force musculaire a un impact positif sur la vitesse de marche confortable. Puis, la seconde phase reflète qu'il n'y a aucune relation entre les deux variables, c'est-à-dire que la force musculaire n'a pas d'impact sur la vitesse de marche. De plus, ce type de relation met de l'avant la présence d'un seuil, qui correspond au niveau de force musculaire où la relation se retrouve modifiée. La présence d'un seuil de force musculaire indique qu'au-delà de cette force, une augmentation de cette variable ne sera pas associée à une augmentation de la vitesse de marche.

Ainsi, la présence d'une telle relation chez les enfants avec une PC spastique bilatérale peut avoir d'importantes répercussions sur les recommandations cliniques. L'utilisation d'un indice global de la force musculaire et l'échantillon étudié pourrait expliquer en partie les résultats qui émergent de la seconde étude de cette thèse. En effet, le niveau fonctionnel (Davids *et al.*, 2017 ; Thompson *et al.*, 2011) et le type

d'atteinte (Attias *et al.*, 2015 ; Marconi *et al.*, 2012) sont des facteurs pouvant influencer les capacités de marche.

7.2.2.1 Échantillon étudié

Les études explorant la relation entre la force musculaire et les capacités de marche que l'on retrouve dans la littérature regroupent soit des enfants ayant un niveau fonctionnel élevé, c'est-à-dire un niveau GMFCS I et II (Eek *et al.*, 2011 ; Ferland *et al.*, 2012) ou encore des enfants qui ont des atteintes unilatérales et bilatérales (Ballaz *et al.*, 2010 ; Dallmeijer *et al.*, 2017 ; Ferland *et al.*, 2012). L'impact de l'exclusion des plus faibles niveaux fonctionnels ainsi que l'impact de l'hétérogénéité du type d'atteinte seront discutés dans les prochains paragraphes.

7.2.2.1.1 Niveau fonctionnel

Dans la littérature, on retrouve plusieurs études qui s'intéressent seulement aux enfants avec une PC ayant un niveau fonctionnel élevé (GMFCS I et II) (Eek *et al.*, 2011 ; Ferland *et al.*, 2012). Pourtant, ce sont les enfants avec les plus faibles niveaux fonctionnels qui seront avant tout ciblés par les interventions visant l'amélioration des capacités de marche (Õunpuu *et al.*, 2015). Ainsi, il est primordial d'inclure cette population dans les études afin de ne pas généraliser les résultats issus des enfants plus fonctionnels aux enfants moins fonctionnels. Comme le démontre la seconde étude, les relations entre la force musculaire et les capacités de marche changent entre ces différents groupes.

7.2.2.1.2 Type d'atteinte

La seconde particularité de notre échantillon à l'étude est l'exclusion des enfants ayant une atteinte unilatérale. Étant donné la présence de stratégies compensatoires différentes entre les enfants avec une PC unilatérale et bilatérale (Attias *et al.*, 2015 ; Marconi *et al.*, 2012), il est de la plus haute importance d'homogénéiser le type d'atteinte de l'échantillon lorsque l'on s'intéresse à la biomécanique de la marche. Or,

plusieurs études ont inclus des enfants avec une PC de type unilatérale et bilatérale (Ballaz *et al.*, 2010 ; Dallmeijer *et al.*, 2017 ; Ferland *et al.*, 2012). Bien que l'inclusion des atteintes unilatérales et bilatérales permette d'augmenter la taille de l'échantillon, l'inclusion de ces différents types d'atteintes peut influencer les observations liées à la fonction motrice et la marche. Damiano et al (2006) se sont intéressés à cette problématique. En effet, ils ont démontré que les enfants ayant une atteinte unilatérale performant mieux sur des tâches de marche que les enfants ayant une atteinte bilatérale (Damiano *et al.*, 2006). De cette manière, l'inclusion des deux types d'atteintes peut interférer avec les résultats rapportés lorsque l'on s'intéresse aux capacités de marche. Ainsi, cette particularité pourrait aussi, en partie, expliquer la différence dans le type de relation rapportée dans la littérature et dans la seconde étude de ce travail de doctorat.

7.2.3 Impact sur les recommandations cliniques

Les résultats de la seconde étude mettant en évidence une relation logarithmique entre la force et les capacités de marches suggérant que la force musculaire des membres inférieurs est positivement associée aux capacités de marche dans la première partie de la courbe, correspondant aux enfants avec un niveau de force musculaire plus bas. Puis un effet plafond est observé dans la seconde partie de la courbe. Ces résultats sont confirmés par l'analyse des relations dans chacun des sous-groupes démontrant une relation linéaire positive chez les enfants avec un niveau de force plus bas et une absence de relation chez les enfants avec un niveau de force élevé.

D'un point de vue clinique, ces résultats suggèrent la présence d'un seuil au-delà duquel le gain de force musculaire a un impact réduit sur les capacités de marche des enfants et des adolescents avec une PC spastique bilatérale. En d'autres termes, au-delà d'un certain niveau de force, la force musculaire ne serait pas un facteur limitant des capacités de marche. Chez les enfants les plus forts, ces facteurs limitants seraient alors en lien avec d'autres adaptations induites par la PC. Ainsi, la présence d'une relation logarithmique a d'importantes répercussions sur les recommandations cliniques, notamment sur la population qui pourrait tirer bénéfice de ce type d'entraînement.

Ainsi, les résultats avancés par la seconde étude pourraient en partie, expliquer les résultats contradictoires présents dans la littérature sur l'impact d'un entraînement en résistance sur les capacités de marche (Verschuren *et al.*, 2008a).

7.3 Déterminants cinématiques conditionnant les capacités de marche

Tel que mis en avant dans la revue de littérature, la longueur du pas est déterminante pour la vitesse de marche, qui elle, est directement associée à l'efficacité de la marche (Rose *et al.*, 1990). En effet, il a récemment été démontré que la longueur du pas est associée à la dépense énergétique chez des enfants avec une PC, c'est-à-dire qu'une plus grande longueur du pas est associée à une dépense énergétique à la marche plus basse (Kimoto *et al.*, 2017). De manière plus générale, il est bien établi que plusieurs déficits présents chez les enfants et adolescents avec une PC peuvent limiter la longueur du pas, tels que la spasticité, les contractures musculaires et le manque de force musculaire (Lim *et al.*, 2017 ; Lotfian *et al.*, 2016 ; Perry *et al.*, 1992). D'autant plus, qu'il a été démontré que l'augmentation de la longueur du pas est limitée lorsqu'il est demandé à un enfant avec une PC d'augmenter sa vitesse de marche (Davids *et al.*, 2017). En effet, les enfants avec une PC augmentent principalement leur vitesse de marche par une augmentation de la cadence (Abel et Damiano, 1996 ; Davids *et al.*, 2017). Ainsi, de connaître les déterminants conditionnant la longueur d'un pas revêt une importance clinique dans l'optique où l'augmentation de la longueur d'un pas permettrait d'augmenter la vitesse de marche et par le fait même les capacités de marche chez cette population.

À la lumière de ces observations, la longueur du pas a été sélectionnée comme variable dépendante lorsque l'objectif était de dresser un portrait plus précis des déterminants cinématiques conditionnant les capacités de marche. Une discussion détaillée des déterminants conditionnant la longueur d'un pas se retrouve dans les prochains paragraphes.

7.3.1 Impact sur les recommandations cliniques

La première et la troisième étude s'intéressent plus particulièrement aux déterminants cinématiques conditionnant les capacités de marche. La première étude souligne l'importance de l'amplitude de mouvement afin d'optimiser la dépense énergétique à la marche. Puis, la troisième étude démontre l'importance de l'angle de la hanche et de la cheville lors de la poussée, de l'amplitude de mouvement du bassin, de la hanche et du genou lors de la phase de simple appui et de l'angle de rotation du bassin lors du contact initial. Ces déterminants cinématiques seront discutés dans les prochains paragraphes.

7.3.1.1 L'importance de la cheville

La première étude de cette thèse démontre une relation entre l'amplitude de mouvement à la cheville durant la phase d'appui et la dépense énergétique à la marche. Bien que la taille de l'échantillon de cette première étude soit réduite (10 participants), cette étude réplique les résultats que l'on retrouve dans la littérature. Précédemment, Ballaz et al, (2010) ont aussi rapporté une association entre l'amplitude de mouvement de la cheville et l'indice de dépense énergétique à la marche ($r=-0,82$; $p=0,004$) (Ballaz *et al.*, 2010), En d'autres mots, une plus grande amplitude de mouvement à la cheville est associée à un plus grand indice de dépense énergétique, ce qui se traduit par une dépense énergétique à la marche plus basse.

D'autre part, la troisième étude de cette thèse, démontre une association entre l'angle de flexion plantaire de la cheville lors de la poussée et la longueur d'un pas. Il est important de noter que l'amplitude de mouvement de la cheville est déterminée par l'angle maximal qui correspond à la flexion dorsale maximale durant la phase d'appui et à l'angle minimal qui correspond à l'angle de flexion plantaire survenant lors de la poussée (Baker, 2013). Ainsi, l'angle de flexion plantaire de la cheville lors de la poussée influence l'amplitude de mouvement de cette articulation.

Il a été démontré qu'une altération de la cinématique de la cheville, à savoir 10 degrés de plus de flexion plantaire lors de la phase d'appui, diminue la puissance générée à cette même articulation lors de la poussée chez des enfants ayant un développement typique (Houx *et al.*, 2013). Ainsi, une cinématique altérée réduit la puissance générée à la cheville. Les modèles dynamiques de la marche, et plus particulièrement le modèle de la transition d'un pas à l'autre, soulignent l'importance de la puissance générée à la cheville afin de diminuer le coût énergétique lié à cet instant (Donelan *et al.*, 2002). En raison de cette relation entre la cinématique et la puissance générée, les résultats de cette thèse soulignent l'importance de la cheville afin d'optimiser les capacités de marche chez les enfants et adolescents avec une PC spastique bilatérale.

7.3.1.2 L'importance de l'amplitude de mouvement

La troisième étude souligne l'importance de l'amplitude de mouvement de la hanche et du genou controlatéral dans le plan sagittal lors de la phase de simple appui. Ces variables cinématiques expliquent une partie de la variance de la longueur d'un pas. Auparavant, il a été démontré qu'une limitation de l'extension de la hanche diminue la longueur d'un pas (Perry *et al.*, 1992). Cependant, les résultats de la troisième étude mettent en lumière l'amplitude de mouvement et pas seulement l'extension de la hanche. Cette relation s'aligne avec le modèle dynamique de la marche du pendule inversé (Kuo et Donelan, 2010). En effet, une plus grande amplitude de mouvement de la hanche controlatérale durant la phase d'appui assure une plus grande amplitude de pendule inversé. Ainsi, un plus grand mouvement de pendule serait associé à une plus grande longueur du pas.

L'amplitude de mouvement du genou controlatéral durant la phase d'appui est également un déterminant significatif de la longueur d'un pas chez les enfants avec une PC spastique bilatérale. La flexion excessive des genoux durant la phase d'appui est une caractéristique de la marche répandue chez les enfants avec une PC bilatérale (Rethlefsen *et al.*, 2017). De ce fait, la capacité d'augmenter l'extension du genou

durant cette phase faciliterait le passage du pied opposé (Perry *et al.*, 1992) et ainsi mène à un plus long pas.

7.3.1.3 Importance de l'extension du membre inférieur lors de la phase de poussée

L'angle d'extension de la hanche et de la cheville lors de la poussée du pied conditionne la longueur du pas chez des enfants avec une PC spastique bilatérale. Comme mentionné précédemment, cette population marche généralement avec une plus grande flexion des membres inférieurs lors de la marche (Rethlefsen *et al.*, 2017). Ainsi, la relation mise de l'avant démontre qu'une flexion moins importante de la hanche et de la cheville lors de la poussée est associée à une plus grande longueur du pas. En effet, le mouvement d'extension lors de la phase de poussée est primordial à la production de puissance, laquelle à son tour facilite la phase de balancement suivante (Kuo et Donelan, 2010) et ainsi pourrait augmenter la longueur du pas.

7.3.1.4 Importance de l'inclinaison et de la rotation interne du bassin

L'angle de rotation interne du bassin lors du contact initial explique une partie de la variance de la longueur du pas chez des enfants avec une PC spastique bilatérale. Chez d'autres populations, il a été démontré que l'augmentation de la rotation du bassin compense une limitation de la flexion de la hanche lors du contact initial (Huang *et al.*, 2011). En effet, la rotation interne du bassin lors du contact initial permet un placement du pied plus loin et ainsi augmente la longueur du pas. Il est important de noter que cette association n'est pas présente chez les individus avec un développement typique (Liang *et al.*, 2014) ce qui suggère que les mouvements du bassin mesurés chez les enfants avec une PC traduisent des mécanismes compensatoires afin d'augmenter la longueur du pas. De même, l'amplitude de mouvement de l'inclinaison du bassin durant la phase de simple appui est montrée comme mécanisme compensatoire pour augmenter la longueur du pas (Kerrigan Frates *et al.*, 2000). En effet, l'augmentation d'un côté de l'élévation du bassin permettrait un meilleur dégagement lors du passage du pied opposé. Tout comme l'amplitude de mouvement du genou lors de cette même

phase, ces mécanismes serviraient à s'assurer d'un bon passage du pied opposé (Perry *et al.*, 1992).

7.4 Limites des études

Plusieurs limites relatives à ce travail de doctorat doivent être signalées. Ces limites seront abordées dans les prochains paragraphes.

7.4.1 Évaluation de la force musculaire maximale isométrique

L'évaluation de la force maximale isométrique par dynamomètre portable, bien que ce soit une mesure valide et objective, manque de spécificité par rapport à la force générée lors de la marche. Une mesure de la force plus spécifique à la marche permettrait certainement de resserrer les relations entre la force musculaire et les capacités de marche (Goudriaan *et al.*, 2018).

Cependant, ces outils de mesures ne sont pas accessibles en routine clinique. En effet, la mesure de la force maximale isocinétique, bien qu'elle soit dynamique, n'est pas représentative des mouvements de la vie quotidienne. En effet, dans la vie de tous les jours, les mouvements exécutés ne sont pas entièrement réalisés à vitesse constante. Comme autre option, l'analyse de la force et la puissance musculaire par l'analyse des sauts (Veilleux et Rauch, 2010) permettraient aussi de quantifier la force dynamique. Cependant, les déficits associés à la PC limitent la validité et la standardisation de ce type de mesure (Van Vulpen *et al.*, 2013). Ainsi, les autres outils de mesure ont aussi d'importantes limites à prendre en considération lors de l'évaluation de la force musculaire chez des enfants et des adolescents avec une PC.

7.4.2 Évaluation de la force des fléchisseurs plantaires

Les fléchisseurs plantaires sont connus pour être les contributeurs les plus significatifs à la propulsion vers l'avant pour un patron de marche normal (Kuo et Donelan, 2010).

Cependant, la faisabilité de la mesure de la force des fléchisseurs plantaires est limitée chez les enfants avec une PC. En effet, la mesure de la force des fléchisseurs plantaires à l'aide d'un dynamomètre est problématique par la grande force pouvant être générée à cette articulation et le court bras de levier lors de la mesure, c'est-à-dire la distance entre la malléole interne et la location du dynamomètre. Ainsi, il est difficile de stabiliser le dynamomètre, ce qui mène à une augmentation de la variabilité de la mesure et peut résulter à une faible reproductibilité (Crompton *et al.*, 2007 ; Verschuren *et al.*, 2008b). De plus, la présence de contracture musculaire chez les enfants avec une PC peut mener à une posture atypique du pied ou de l'angle à la cheville et résulter à une mauvaise standardisation de la procédure. Toutefois, il a été démontré que la faiblesse musculaire présente chez les enfants avec une PC spastique bilatérale est généralisée (Eek *et al.*, 2006). Ainsi, on peut s'attendre à des niveaux de force au niveau des fléchisseurs plantaires en relation, avec la faiblesse des autres groupes musculaires des membres inférieurs.

7.4.3 Influence des aides techniques sur la marche

Bien que nous considérons primordial d'inclure les enfants ayant un plus faible niveau fonctionnel et marchant avec des aides techniques, l'influence des aides techniques sur les capacités de marche n'est pas entièrement connue. Dans la littérature, il a été démontré que l'utilisation d'un déambulateur postérieur augmente la flexion du tronc et l'antéversion du bassin (Krautwurst *et al.*, 2016). Par contre, l'effet des aides techniques sur la vitesse de marche n'est, à ce jour, pas connu. Afin de limiter ce possible biais, il a été demandé aux participants de marcher avec le moins d'aides techniques qu'ils le pouvaient lors de la réalisation des tâches. En d'autres mots, si les enfants qui ont marché avec une aide technique ne l'avaient pas utilisée, ils n'auraient pas été en mesure de compléter l'analyse quantifiée de la marche et ainsi, nous n'aurions pas atteint les objectifs de ce travail.

7.4.4 Absence des paramètres cinétiques de la marche

La première étude démontre qu'une plus grande puissance générée à la cheville lors de la poussée est associée à une plus faible dépense énergétique à la marche. Ce résultat est en ligne avec des études précédentes (Eek *et al.*, 2011). Plus précisément, cette relation démontre qu'une plus grande puissance générée à la cheville est associée à meilleure efficacité de la marche. Par contre, l'étude de la cinétique n'a pas été priorisée dans les autres études de cette thèse étant donné que la présence d'aides techniques à la marche limite la prise de données cinétiques. Ainsi, nous avons priorisé un plus grand nombre de participants au détriment de la mesure de la cinétique à la marche.

CHAPITRE VIII

CONCLUSION

En conclusion, les résultats de cette thèse démontrent que (1) la force musculaire, (2) la cinématique de la cheville, (3) l'amplitude de mouvement des membres inférieurs et (4) l'inclinaison et la rotation interne du bassin, sont des déterminants clés des capacités de marche chez les enfants et les adolescents avec une PC spastique bilatérale. D'autre part, les résultats de cette thèse mettent de l'avant, pour la première fois, une relation logarithmique entre la force musculaire et les capacités de marche chez cette même population. La mise en valeur de ces déterminants peut avoir d'importantes répercussions sur les recommandations cliniques et les interventions chez cette population. En effet, les résultats de ces travaux permettent de mieux cibler les interventions visant l'amélioration des capacités de marche, un objectif hautement important pour le maintien de l'autonomie et la qualité de vie de ces enfants.

8.1 Perspectives

À la lumière des résultats de ces études et afin de pallier les limites présentes, différents points mériteraient d'être étudiés dans de futures recherches. Plus précisément, l'effet des patrons de marche sur les capacités de marche et l'évaluation dans la vie quotidienne de ces capacités. Ces perspectives seront discutées dans les prochains paragraphes.

8.1.1 L'effet des patrons de marche sur les capacités de marche

Étant donné l'hétérogénéité des patrons de marche présents chez les enfants avec une PC spastique bilatérale (Rodda *et al.*, 2004), il serait judicieux d'évaluer les relations entre les capacités de marche et la fonction motrice en prenant en considération les différents patrons de marche. En effet, on peut s'attendre à ce qu'un enfant marchant en triple flexion n'ait pas les mêmes stratégies et capacités pour augmenter sa vitesse de marche qu'un enfant marchant les pieds en équin.

8.1.2 Les capacités de marche hors laboratoire et dans la vie quotidienne

Bien que les tests réalisés en laboratoire se rapprochent des demandes de la vie quotidienne lors de déplacements, il serait pertinent d'étudier les capacités de marche dans un environnement plus écologique. L'utilisation de capteurs inertiels regroupant des accéléromètres, des gyroscopes et des magnétomètres offre un grand potentiel d'utilisation dans des contextes hors laboratoire. Ainsi, les paramètres de la marche mesurés dans un contexte plus écologique pourraient être mis en relation avec les déplacements quotidiens, le niveau d'activité physique ou encore l'intégration de l'individu dans la communauté.

ANNEXE A

COMITÉ D'ÉTHIQUE DE LA BANQUE DE DONNÉES DE MARCHE DU
LABORATOIRE D'ANALYSE DE LA MARCHE DU CENTRE DE
RÉADAPTATION MARIE ENFANT



FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT POUR LA PARTICIPATION À UN PROJET DE RECHERCHE

**Titre du projet : Banque de données LAM-CRME (Banque
analyse quantifiée de la marche)**

Chercheurs : L. Ballaz (PhD).

Institution : CHU Sainte-Justine – Centre de réadaptation Marie Enfant

Commanditaires : CHU Sainte-Justine

Le but du présent projet est de créer une banque de données pour mieux comprendre les mécanismes de l'efficiencia de la marche chez l'enfant présentant un trouble de la locomotion.

1. DESCRIPTION DU PROJET DE RECHERCHE

1.1. Banque de données

Nous voulons conserver dans une banque de données les données au sujet de votre enfant qui ont été ou seront recueillies au laboratoire à des fins :

- d'évaluations des soins de votre enfant,
- d'évaluations pour des projets de recherche.

Ces données seront utilisées dans des recherches qui porteront sur :

- l'efficacité de thérapie visant l'amélioration de la marche et de la posture.
- la compréhension des mécanismes reliés à l'efficiencia de la marche et à l'apparition de la fatigue.

La banque de données comprendra des fichiers informatiques relatifs à l'ensemble des données collectées au Laboratoire d'Analyse de la Marche du Centre de Réadaptation Marie Enfant : données de marche, de posture, de dépense énergétique et de force musculaire. Dans ces fichiers, les données seront codées. C'est-à-dire qu'un numéro de code unique est attribué à chaque participant avant la mise en banque de ses données. La clé du code (lien entre le code et l'identité du participant) sera conservée sous la responsabilité de Laurent Ballaz dans un fichier séparé sécurisé.

Lorsque des données sont transmises à un chercheur-utilisateur, aucune information nominative n'est fournie.

Pr Laurent Ballaz est le chercheur du centre de recherche du CHU Sainte-Justine responsable de la banque de données. Les données pourront servir à des projets de recherche du Pr Laurent Ballaz, de ses étudiants ou de d'autres chercheurs qui collaborent avec lui.

Sur votre demande, nous retireront les données qui concernent votre enfant de la banque de données. Notez cependant que si les données de votre enfant ont préalablement été intégrées dans les résultats d'une étude ayant fait l'objet d'une communication, celles-ci ne pourront être retirées des communications.

2. DÉROULEMENT DU PROJET DE RECHERCHE

2.1. Déroulement général de l'étude

L'ensemble des évaluations sera réalisé au laboratoire d'Analyse du Mouvement du Centre de Réadaptation Marie-Enfant sous la responsabilité de Laurent Ballaz. Ces évaluations seront réalisées au cours d'une séance unique, Celle-ci durera environ deux heures trente.

2.2. Évaluation de la marche

Il sera d'abord demandé à votre enfant de marcher pendant 6 minutes à sa vitesse de confort en utilisant le cas échéant ses aides techniques habituelles. Lors de ce test, son rythme cardiaque sera mesuré en continu par une ceinture placée sous ses vêtements, au niveau de la poitrine. Une quantification de sa dépense énergétique sera également réalisée en mesurant la composition de l'air expiré par votre enfant. Pour cela, lors du test de marche de 6 minutes, il respirera dans un masque recouvrant son nez et sa bouche. Le port de ce masque n'entraîne aucune douleur. Celui-ci sera maintenu en place par des bandelettes élastiques passant derrière la tête. Le masque est relié à sa base par un petit tuyau souple. La base est disposée sur le dos de votre enfant, maintenue dans un petit sac à dos prévu à cet effet. L'ensemble de ce matériel pèse 800 grammes et est adapté aux enfants. Lors du test il lui sera demandé de respirer normalement, tel qu'il le ferait sans le port d'un masque.

Puis, une analyse quantifiée de sa marche sera effectuée. Pour cela des petites boules réfléchissantes (14mm de diamètre) seront placées au niveau des articulations des bras et des jambes de votre enfant. Elles se fixent avec un adhésif et ne laissent aucune marque une fois retirées. Des électrodes auto-adhésives seront également placées au niveau des principaux muscles de la jambe pour enregistrer leurs activités lors de la marche. Ces enregistrements sont totalement indolores et une fois retirées ces électrodes ne laissent aucune marque sur la peau. Pour analyser la marche de votre enfant il lui sera demandé de marcher, vêtu d'un short et d'une camisole, sur une distance de 10 mètres devant des caméras. Celles-ci enregistrent uniquement le déplacement des boules réfléchissantes et permettent ainsi une description précise, en trois dimensions de la marche de votre enfant. Votre enfant réalisera 6 trajets devant les caméras à sa vitesse de marche de confort; une pause sera respectée entre chaque essai. Il lui sera également demandé de réaliser 2 trajets devant les caméras à sa vitesse maximale de marche.

2.3. Évaluation de la posture :

Il sera demandé à votre enfant de se tenir debout, immobile, sur une plateforme de force pendant 40 secondes. Six essais seront réalisés : 3 avec les yeux ouverts et 3 avec les yeux fermés. Les déplacements de votre enfant seront enregistrés par les capteurs de la plateforme mesurant le déplacement du centre de pression.

2.4. Mesure de la force musculaire des membres inférieurs

La force musculaire isométrique (c'est à dire sans déplacement du membre) sera mesurée au niveau des articulations de la hanche, du genou et de la cheville. Pour chacune des articulations, la force musculaire sera mesurée en flexion, extension et abduction. Votre enfant sera placé en position assise pour tester la force au niveau du genou, et en position allongée pour les articulations de la hanche et de la cheville. Pour ces évaluations, il sera demandé à votre enfant de pousser le plus fort possible avec le membre contre un dynamomètre maintenu en position fixe par un assistant de recherche.

2.5. Informations médicales

Pour les fins de la banque, nous recueillerons les données pertinentes du dossier médical de votre enfant tel que son niveau fonctionnel suivant des échelles cliniques et/ou les interventions médicales dont il a pu faire l'objet. Si votre enfant a participé à des projets de recherche du Pr Laurent Ballaz, nous vous demandons aussi l'autorisation de recueillir les données de recherche pour les verser dans la Banque. Si votre enfant a déjà été évalué au laboratoire pour l'évaluation de ses soins, nous vous demandons également l'autorisation de verser les données collectées dans la banque.

3. BÉNÉFICES

La participation à ce projet permettra à votre enfant de bénéficier d'une évaluation complète de sa marche. Les résultats que nous obtiendrons nous permettront de faire avancer l'état des connaissances dans le domaine.

4. RISQUES ET INCONVÉNIENTS

Les évaluations liées à la présente recherche ne présentent aucun risque de douleur ou de blessure. Aucun risque physique, psychologique et social n'est susceptible d'affecter les participants à cette étude.

L'inconvénient est lié au temps que nécessitent l'examen et le transport.

5. COMPENSATION

Si votre enfant est évalué au laboratoire en dehors de l'évaluation de ses soins, avec votre accord, votre enfant recevra une indemnité compensatoire de 20\$ suite à sa participation au protocole.

6. CONFIDENTIALITÉ

Tous les renseignements obtenus sur votre enfant seront traités de façon confidentielle, à moins d'une autorisation de votre part ou d'une exception de la loi. Ces renseignements seront rendus confidentiels par l'attribution de numéros de code et seuls les chercheurs impliqués dans la gestion de la banque de données auront accès à la clef de ce code. La banque de données sera conservée tant et aussi longtemps que notre équipe de recherche sera en mesure de s'assurer de la bonne gestion de la banque de données.

A des fins de contrôle du projet de recherche, le dossier de recherche de votre enfant et, cas échéant, son dossier médical pourront être consultés par des représentants du comité d'éthique de la recherche. Tous adhèrent à une politique de stricte confidentialité. À des fins de protection, le Ministère de la santé et des services sociaux pourrait avoir accès à votre nom et prénom ainsi que ceux de votre enfant, ses coordonnées, la date de début et de fin de sa participation au projet jusqu'à un an après la fin de projet. Par ailleurs, les résultats des études réalisées à partir des données de cette banque pourront être publiés ou communiqués par d'autres moyens, mais il sera impossible d'identifier votre enfant.

7. ÉVENTUALITÉ D'UNE SUSPENSION DE L'ENFANT DE L'ÉTUDE

La participation à l'étude peut être interrompue par le chercheur s'il croit que c'est dans l'intérêt du participant ou si le participant ne répond plus aux critères de sélection.

8. LIBERTÉ DE PARTICIPATION ET LIBERTÉ DE RETRAIT DE L'ÉTUDE

La participation de votre enfant à cette étude est tout à fait volontaire. Vous êtes donc libre d'accepter ou de refuser qu'il y participe et vous pouvez le retirer de l'étude en tout temps, sur simple déclaration verbale, sans avoir à donner de raison. Si votre enfant est suivi médicalement à Sainte Justine, votre retrait n'affecterait pas les traitements auxquels votre enfant a droit, ni ne nuirait aux relations avec le médecin et autres intervenants. En cas de retrait de votre enfant de l'étude, les données non encore analysées seront détruites.

9. PERSONNES-RESSOURCES

Si vous avez des questions supplémentaires au sujet de la participation de votre enfant à cette étude, vous pouvez contacter M. Laurent Ballaz au 514-374-1710 poste 8604.

Pour tout renseignement sur les droits de votre enfant à titre de participant à ce projet de recherche, vous pouvez contacter le commissaire local aux plaintes et à la qualité des services de l'hôpital au 514-345-4749.

Une copie signée de ce formulaire de consentement vous sera remise.

201

10. RESPONSABILITÉ

En signant ce formulaire de consentement, vous ne renoncez à aucun de vos droits prévus par la loi ni à ceux de votre enfant. De plus, vous ne libérez pas les investigateurs de leur responsabilité légale et professionnelle. En cas de préjudice résultant des procédures requises par cette recherche, votre enfant recevra tous les soins médicaux nécessaires et couverts par la Régie d'assurance-maladie du Québec et par votre régime d'assurance-médicaments. Vous devrez déboursier la portion des coûts qui ne sont pas couverts.

CONSENTEMENT ET ASSENTIMENT

On m'a expliqué la nature et le déroulement du projet de recherche. J'ai pris connaissance du formulaire de consentement et on m'en a remis un exemplaire. J'ai eu l'occasion de poser des questions auxquelles on a répondu. Après réflexion, j'accepte que mon enfant participe à ce projet de recherche. J'autorise l'équipe de recherche à consulter le dossier médical de mon enfant pour obtenir les informations pertinentes à ce projet.

*Nom de l'enfant
 (Lettres moulées)*

*Assentiment de l'enfant capable de
 comprendre la nature du projet
 (Signature)*

Date

Assentiment verbal de l'enfant incapable de signer mais capable de comprendre la nature de ce projet :
 oui ___ non ___

*Nom du parent, tuteur légal
 (Lettres moulées)*

Consentement (signature)

Date

J'ai expliqué au participant et/ou à son parent/tuteur tous les aspects pertinents de la recherche et j'ai répondu aux questions qu'ils m'ont posées. Je leur ai indiqué que la participation au projet de recherche est libre et volontaire et que la participation peut être cessée en tout temps.

*Nom de la personne qui a obtenu
 le consentement (Lettres moulées)*

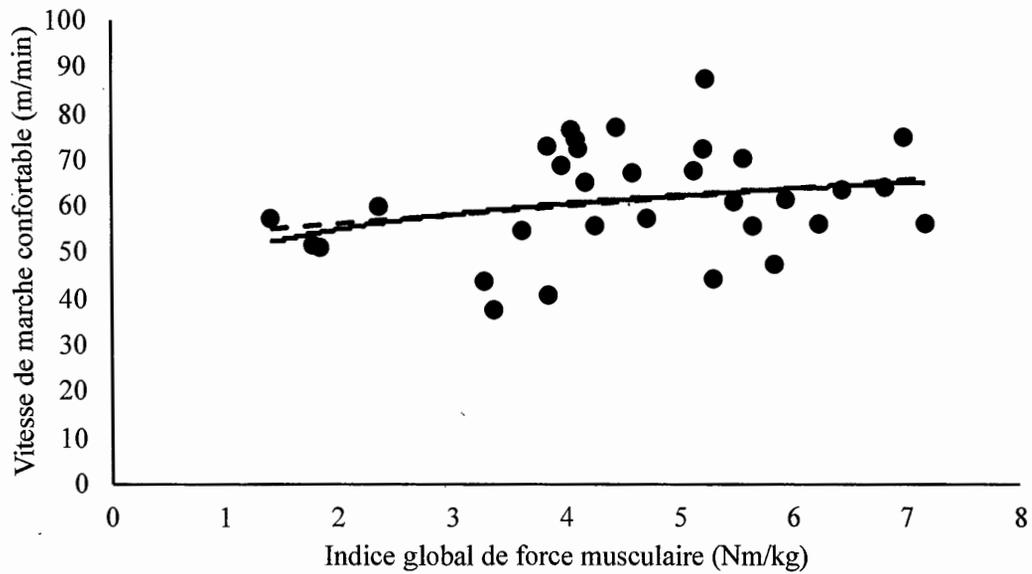
Signature

Date

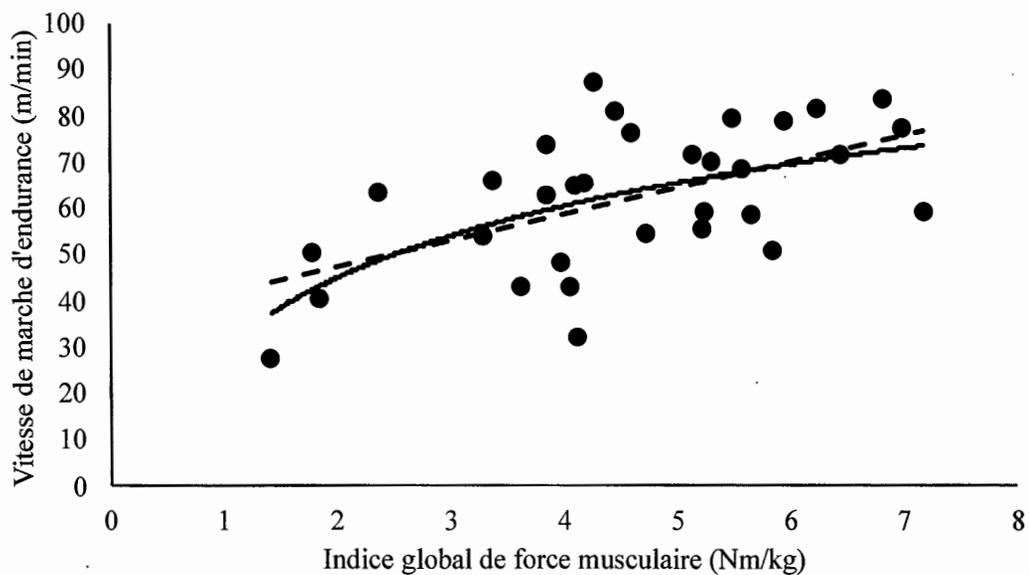
ANNEXE B

GRAPHIQUES DES RELATIONS LINÉAIRES ET LOGARITHMIQUES ENTRE LES
CAPACITÉS DE MARCHE ET LA FORCE MUSCULAIRE CHEZ DES
ENFANTS ET DES ADOLESCENTS AVEC UNE PARALYSIE CÉRÉBRALE
SPASTIQUE BILATÉRALE.

Relations entre la vitesse de marche confortable et l'indice global de force musculaire

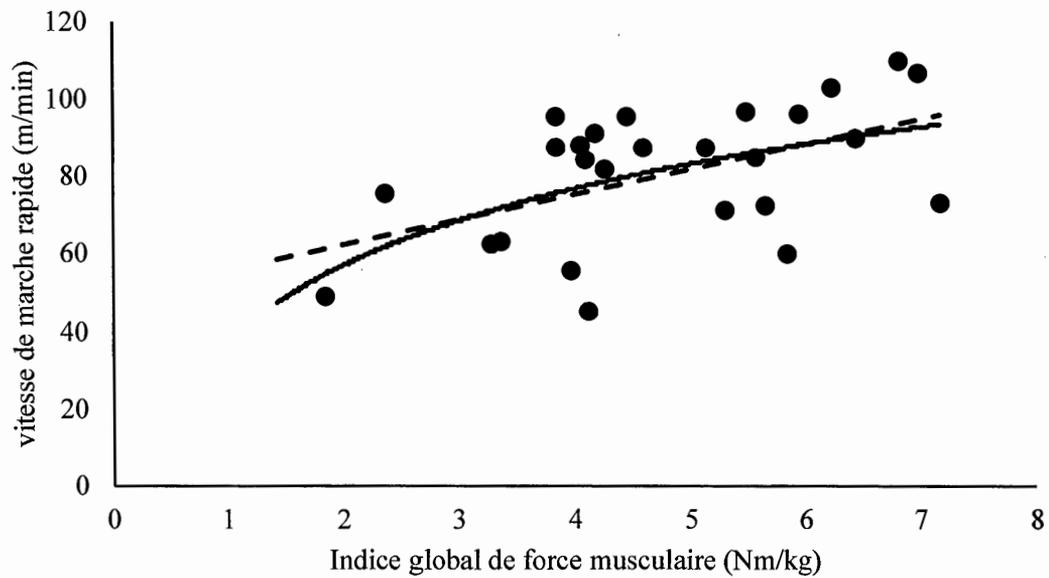


Relations entre la vitesse de marche d'endurance et l'indice global de force musculaire

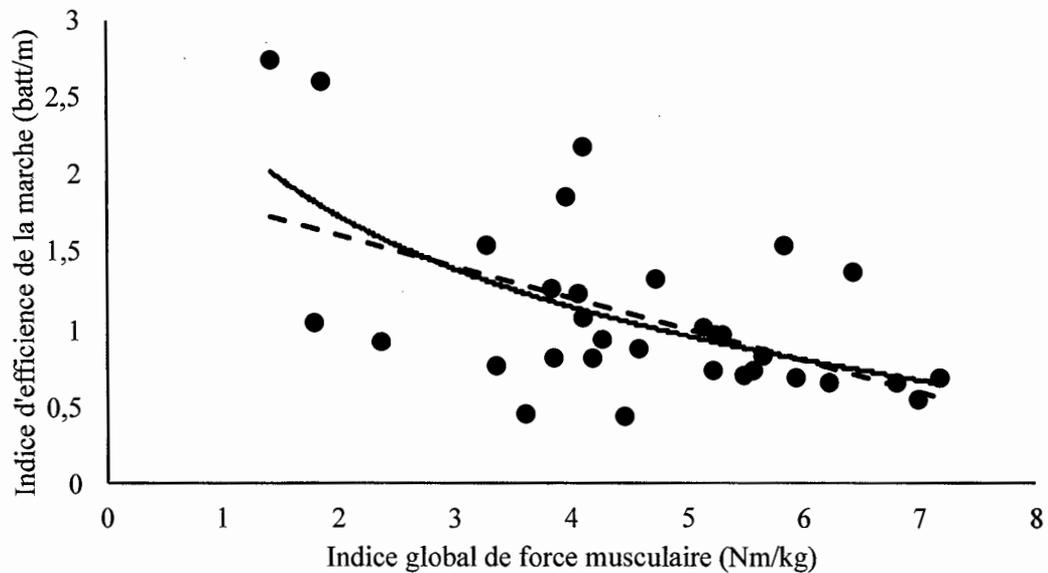


--- Relation linéaire ——— Relation logarithmique

Relations entre la vitesse de marche rapide et l'indice global de force musculaire



Relations entre l'indice d'efficacité de la marche et l'indice global de la force musculaire



--- Relation linéaire ——— Relation logarithmique

RÉFÉRENCES

- Abel, M. F. et Damiano, D. L. (1996). Strategies for increasing walking speed in diplegic cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 16(6), 753-758.
- Albert, T. et Yelnik, A. (2003). Physiotherapy for spasticity. *Neurochirurgie*, 49(2-3 Pt 2), 239-246.
- Amiel-Tison, C. (2005). *L'infirmité motrice d'origine cérébrale*. [s.l.] : Masson.
- Ashworth, B. (1964). Preliminary Trial of Carisoprodol in Multiple Sclerosis. *The Practitioner*, 192, 540-542.
- Attias, M., Bonnefoy-Mazure, A., Lempereur, M., Lascombes, P., De Coulon, G. et Armand, S. (2015). Trunk movements during gait in cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 30(1), 28-32.
- Augustine, G. J., Fitzpatrick, D., Hall, W., LaMantia, A.-S., Purves, D. et White, L. (2015). *Neurosciences*. [s.l.] : De Boeck Superieur.
- Ayalon, M., Ben-Sira, D., Hutzler, Y. et Gilad, T. (2000). Reliability of isokinetic strength measurements of the knee in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 42(6), 398-402.
- Bajd, T. et Vodovnik, L. (1984). Pendulum testing of spasticity. *Journal of Biomedical Engineering*, 6(1), 9-16.
- Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3(1), 1-10.
- Baker, R. (2007). The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait & Posture*, 26(3), 331-342. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.10.014>
- Baker, R. (2013). *Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis*. [s.l.] : Wiley.

- Baker, R., Esquenazi, A., Benedetti, M. G. et Desloovere, K. (2016). Gait analysis: clinical facts. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 52(4), 560-574.
- Ballaz, L., Plamondon, S. et Lemay, M. (2010). Ankle range of motion is key to gait efficiency in adolescents with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 25(9), 944-948. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.06.011>
- Ballaz, L., Plamondon, S. et Lemay, M. (2011). Group aquatic training improves gait efficiency in adolescents with cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*, 33(17-18), 1616-1624. <http://dx.doi.org/10.3109/09638288.2010.541544>
- Bartlett, D. et Birmingham, T. (2003). Validity and reliability of a pediatric reach test. *Pediatric Physical Therapy: The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 15(2), 84-92. <http://dx.doi.org/10.1097/01.PEP.0000067885.63909.5C>
- Ben Smaïl, D., Kiefer, C. et Bussel, B. (2003). Clinical evaluation of spasticity. *Neurochirurgie*, 49(2-3 Pt 2), 190-198.
- Bittmann, M. F., Lenhart, R. L., Schwartz, M. H., Novacheck, T. F., Hetzel, S. et Thelen, D. G. (2018). How does patellar tendon advancement alter the knee extensor mechanism in children treated for crouch gait? *Gait & Posture*, 64, 248-254. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.005>
- Bohannon, R. W. et Smith, M. B. (1987). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Physical Therapy*, 67(2), 206-207.
- Bonnefoy, A., Pradon, D. et Chèze, L. (2005). Les systèmes d'analyse du mouvement: Techniques et principes, protocoles, sources d'erreurs et solutions. *ITBM-RBM News*, 26(6), 24-32. [http://dx.doi.org/10.1016/S1297-9570\(05\)80046-9](http://dx.doi.org/10.1016/S1297-9570(05)80046-9)
- Buchner, D. M., Larson, E. B., Wagner, E. H., Koepsell, T. D. et de Lateur, B. J. (1996). Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed. *Age and Ageing*, 25(5), 386-391.
- Cans, C. (2005). Épidémiologie de la paralysie cérébrale (« cerebral palsy » ou cp). *Motricité Cérébrale*, 26(2), 51-58. [http://dx.doi.org/10.1016/S0245-5919\(05\)81666-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0245-5919(05)81666-8)

- Carty, C. P., Walsh, H. P. J., Gillett, J. G., Phillips, T., Edwards, J. M., deLacy, M. et Boyd, R. N. (2014). The effect of femoral derotation osteotomy on transverse plane hip and pelvic kinematics in children with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*, 40(3), 333-340. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.05.066>
- Caruso, W. et Leisman, G. (2000). A force/displacement analysis of muscle testing. *Perceptual and Motor Skills*, 91(2), 683-692. <http://dx.doi.org/10.2466/pms.2000.91.2.683>
- Castle, M. E., Reyman, T. A. et Schneider, M. (1979). Pathology of spastic muscle in cerebral palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (142), 223-232.
- Charlton, I. W., Tate, P., Smyth, P. et Roren, L. (2004). Repeatability of an optimised lower body model. *Gait & Posture*, 20(2), 213-221. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.09.004>
- Chrysagis, N., Skordilis, E. K. et Koutsouki, D. (2014). Validity and clinical utility of functional assessments in children with cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(2), 369-374. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2013.10.025>
- Collins, S., Ruina, A., Tedrake, R. et Wisse, M. (2005). Efficient bipedal robots based on passive-dynamic walkers. *Science (New York, N.Y.)*, 307(5712), 1082-1085. <http://dx.doi.org/10.1126/science.1107799>
- Colver, A., Fairhurst, C. et Pharoah, P. O. D. (2014). Cerebral palsy. *The Lancet*, 383(9924), 1240-1249. [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(13\)61835-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(13)61835-8)
- Crompton, J., Galea, M. P. et Phillips, B. (2007). Hand-held dynamometry for muscle strength measurement in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 49(2), 106-111. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00106.x>
- Dallmeijer, A. J., Rameckers, E. A., Houdijk, H., Groot, S. de, Scholtes, V. A. et Becher, J. G. (2017). Isometric muscle strength and mobility capacity in children with cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*, 39(2), 135-142. <http://dx.doi.org/10.3109/09638288.2015.1095950>
- Damiano, D. L. et Abel, M. F. (1998). Functional outcomes of strength training in spastic cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79(2), 119-125.

- Damiano, D. L., Abel, M., Romness, M., Oeffinger, D., Tylkowski, C., Gorton, G., Bagley, A., Nicholson, D., Barnes, D., Calmes, J., Kryscio, R. et Rogers, S. (2006). Comparing functional profiles of children with hemiplegic and diplegic cerebral palsy in GMFCS Levels I and II: Are separate classifications needed? *Developmental Medicine and Child Neurology*, 48(10), 797-803. <http://dx.doi.org/10.1017/S0012162206001733>
- Damiano, D. L., Kelly, L. E. et Vaughn, C. L. (1995). Effects of Quadriceps Femoris Muscle Strengthening on Crouch Gait in Children With Spastic Diplegia. *Physical Therapy*, 75(8), 658-667.
- Dan, B. et Paneth, N. (2017). Making sense of cerebral palsy prevalence in low-income countries. *The Lancet Global Health*, 5(12), e1174-e1175. [http://dx.doi.org/10.1016/S2214-109X\(17\)30420-5](http://dx.doi.org/10.1016/S2214-109X(17)30420-5)
- Davids, J. R., Cung, N. Q., Chen, S., Sison-Williamson, M. et Bagley, A. M. (2017). Control of Walking Speed in Children With Cerebral Palsy. *Journal of Pediatric Orthopedics*. <http://dx.doi.org/10.1097/BPO.0000000000000978>
- Davis, R. B., Öunpuu, S., Tyburski, D. et Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575-587. [http://dx.doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90046-Z](http://dx.doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-Z)
- Della Croce, U., Riley, P. O., Lelas, J. L. et Kerrigan, D. C. (2001). A refined view of the determinants of gait. *Gait & Posture*, 14(2), 79-84.
- Desloovere, K., Molenaers, G., Feys, H., Huenaerts, C., Callewaert, B. et Walle, P. V. de. (2006). Do dynamic and static clinical measurements correlate with gait analysis parameters in children with cerebral palsy? *Gait & Posture*, 24(3), 302-313. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.10.008>
- Diener, H. C., Dichgans, J., Bacher, M. et Gompf, B. (1984). Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 57(2), 134-142.
- Dodd, K. J., Taylor, N. F. et Graham, H. K. (2003). A randomized clinical trial of strength training in young people with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 45(10), 652-657.
- Domholdt, E. (2005). *Rehabilitation Research: Principles and Applications*. [s.l.] : Elsevier Saunders.

Donald, K. A., Kakooza, A. M., Wammanda, R. D., Mallewa, M., Samia, P., Babakir, H., Bearden, D., Majnemer, A., Fehlings, D., Shevell, M., Chugani, H. et Wilmshurst, J. M. (2015). Pediatric Cerebral Palsy in Africa Where Are We? *Journal of Child Neurology*, 30(8), 963-971. <http://dx.doi.org/10.1177/0883073814549245>

Donelan, J. M., Kram, R. et Kuo, A. D. (2002). Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *Journal of Experimental Biology*, 205(23), 3717-3727.

Dreher, T., Thomason, P., Švehlík, M., Döderlein, L., Wolf, S. I., Putz, C., Uehlein, O., Chia, K., Steinwender, G., Sangeux, M. et Graham, H. K. (2018). Long-term development of gait after multilevel surgery in children with cerebral palsy: a multicentre cohort study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 60(1), 88-93. <http://dx.doi.org/10.1111/dmcn.13618>

Dumas, R., Nicol, E. et Chèze, L. (2007). Influence of the 3D inverse dynamic method on the joint forces and moments during gait. *Journal of Biomechanical Engineering*, 129(5), 786-790. <http://dx.doi.org/10.1115/1.2768114>

Eagleton, M., Iams, A., McDowell, J., Morrison, R. et Evans, C. L. (2004). The effects of strength training on gait in adolescents with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy: The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 16(1), 22-30. <http://dx.doi.org/10.1097/01.PEP.0000116781.00415.8E>

Eek, M. N. et Beckung, E. (2008). Walking ability is related to muscle strength in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 28(3), 366-371. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.05.004>

Eek, M. N., Kroksmark, A.-K. et Beckung, E. (2006). Isometric Muscle Torque in Children 5 to 15 Years of Age: Normative Data. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(8), 1091-1099. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2006.05.012>

Eek, M. N., Tranberg, R. et Beckung, E. (2011). Muscle strength and kinetic gait pattern in children with bilateral spastic CP. *Gait & Posture*, 33, 333-337. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.10.093>

Eek, M. N., Tranberg, R., Zügner, R., Alkema, K. et Beckung, E. (2008). Muscle strength training to improve gait function in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 50(10), 759-764. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8749.2008.03045.x>

Elder, G. C. B., Kirk, J., Stewart, G., Cook, K., Weir, D., Marshall, A. et Leahey, L. (2003). Contributing factors to muscle weakness in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 45(8), 542-550.

Eng, J. J. et Chu, K. S. (2002). Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(8), 1138-1144.

Falconer, K. et Winter, D. A. (1985). Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 25(2-3), 135-149.

Ferland, C., Lepage, C., Moffet, H. et Maltais, D. B. (2012). Relationships Between Lower Limb Muscle Strength and Locomotor Capacity in Children and Adolescents with Cerebral Palsy Who Walk Independently. *Physical & Occupational Therapy In Pediatrics*, 32(3), 320-332. <http://dx.doi.org/10.3109/01942638.2011.631102>

Field, A. (2015). *Discovering Statistics using IBM SPSS Statistics*. [s.l.]: SAGE Publications.

Filho, M. C. de M., Yoshida, R., Carvalho, W. da S., Stein, H. E. et Novo, N. F. (2008). Are the recommendations from three-dimensional gait analysis associated with better postoperative outcomes in patients with cerebral palsy? *Gait & Posture*, 28(2), 316-322. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.01.013>

Fleuren, J. F. M., Voerman, G. E., Erren-Wolters, C. V., Snoek, G. J., Rietman, J. S., Hermens, H. J. et Nene, A. V. (2010). Stop using the Ashworth Scale for the assessment of spasticity. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 81(1), 46-52. <http://dx.doi.org/10.1136/jnnp.2009.177071>

Fosang, A. L., Galea, M. P., McCoy, A. T., Reddihough, D. S. et Story, I. (2003). Measures of muscle and joint performance in the lower limb of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 45(10), 664-670. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8749.2003.tb00868.x>

Fowler, E. G., Nwigwe, A. I. et 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.

Franjoine, M. R., Gunther, J. S. et Taylor, M. J. (2003). Pediatric balance scale: a modified version of the berg balance scale for the school-age child with mild to moderate motor impairment. *Pediatric Physical Therapy: The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 15(2), 114-128. <http://dx.doi.org/10.1097/01.PEP.0000068117.48023.18>

Gage, J. R. (1991). *Gait Analysis in Cerebral Palsy*. [s.l.] : Cambridge University Press.

Gage, J. R. (1993). An Essential Tool in the Treatment of Cerebral Palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 288, 126-134.

Gage, J. R., Schwartz, M. H., Koop, S. E. et Novacheck, T. F. (2009). *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. [s.l.] : John Wiley & Sons.

Gard, S. A. et Childress, D. S. (1999). The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(1), 26-32.

Gladstone, M. (2010). A review of the incidence and prevalence, types and aetiology of childhood cerebral palsy in resource-poor settings. *Annals of Tropical Paediatrics*, 30(3), 181-196. <http://dx.doi.org/10.1179/146532810X12786388978481>

Goh, H., Thompson, M., Huang, W. et Schafer, S. (2006). Relationships among Measures of Knee Musculoskeletal Impairments, Gross Motor Function, and Walking Efficiency in Children with Cerebral Palsy. *Pediatric Physical Therapy*, 18(4), 253-261. <http://dx.doi.org/10.1097/01.pep.0000233054.26082.4e>

Gordon, K. E., Ferris, D. P. et Kuo, A. D. (2009). Metabolic and mechanical energy costs of reducing vertical center of mass movement during gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(1), 136-144. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2008.07.014>

Goudriaan, M., Nieuwenhuys, A., Schless, S.-H., Goemans, N., Molenaers, G. et Desloovere, K. (2018). A new strength assessment to evaluate the association between muscle weakness and gait pathology in children with cerebral palsy. *PloS One*, 13(1), e0191097. <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0191097>

Gouelle, A. et Mégrot, F. (2018). Interpreting Spatiotemporal Parameters, Symmetry, and Variability in Clinical Gait Analysis. Dans *Handbook of Human Motion* (p. 689-707). Cham : Springer International Publishing. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-14418-4_35

- Grabowski, A., Farley, C. T. et Kram, R. (2005). Independent metabolic costs of supporting body weight and accelerating body mass during walking. *Journal of Applied Physiology*, 98(2), 579-583. <http://dx.doi.org/10.1152/jappphysiol.00734.2004>
- Gracies, J.-M., Burke, K., Clegg, N. J., Browne, R., Rushing, C., Fehlings, D., Matthews, D., Tilton, A. et Delgado, M. R. (2010). Reliability of the Tardieu Scale for Assessing Spasticity in Children With Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(3), 421-428. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2009.11.017>
- Graham, H. K., Harvey, A., Rodda, J., Nattrass, G. R. et Pirpiris, M. (2004). The Functional Mobility Scale (fms). *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 24(5), 514-520.
- Hadders-Algra, M. (2008). Reduced variability in motor behaviour: an indicator of impaired cerebral connectivity? *Early Human Development*, 84(12), 787-789. <http://dx.doi.org/10.1016/j.earlhumdev.2008.09.002>
- Hanna, S. E., Bartlett, D. J., Rivard, L. M. et Russell, D. J. (2008). Reference Curves for the Gross Motor Function Measure: Percentiles for Clinical Description and Tracking Over Time Among Children With Cerebral Palsy. *Physical Therapy*, 88(5), 596-607. <http://dx.doi.org/10.2522/ptj.20070314>
- Hanna, S. E., Rosenbaum, P. L., Bartlett, D. J., Palisano, R. J., Walter, S. D., Avery, L. et Russell, D. J. (2009). Stability and decline in gross motor function among children and youth with cerebral palsy aged 2 to 21 years. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 51(4), 295-302.
- Henneman, E. (1957). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science (New York, N.Y.)*, 126(3287), 1345-1347.
- Hicks, J. L. et Richards, J. G. (2005). Clinical applicability of using spherical fitting to find hip joint centers. *Gait & Posture*, 22(2), 138-145. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.08.004>
- Hislop, H. J. et Montgomery, J. (2007). *Daniels and Worthingham's Muscle Testing: Techniques of Manual Examination*. [s.l.] : Saunders Elsevier.
- Horak, F. B., Henry, S. M. et Shumway-Cook, A. (1997). Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy*, 77(5), 517-533.

Houx, L., Lempereur, M., Rémy-Néris, O. et Brochard, S. (2013). Threshold of equinus which alters biomechanical gait parameters in children. *Gait & Posture*, 38(4), 582-589. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.026>

Høyer, E., Opheim, A., Strand, L. I. et Moe-Nilssen, R. (2014). Temporal and spatial gait parameters in patients dependent on walking assistance after stroke: reliability and agreement between simple and advanced methods of assessment. *Gait & Posture*, 40(1), 101-106. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.03.001>

Hsue, B.-J., Miller, F. et Su, F.-C. (2009). The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I: Spatial relationship between COM and COP trajectories. *Gait & Posture*, 29(3), 465-470. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.11.007>

Huang, Y. P., Bruijn, S. M., Lin, J. H., Meijer, O. G., Wu, W. H., Abbasi-Bafghi, H., Lin, X. C. et van Dieën, J. H. (2011). Gait adaptations in low back pain patients with lumbar disc herniation: trunk coordination and arm swing. *European Spine Journal*, 20(3), 491-499. <http://dx.doi.org/10.1007/s00586-010-1639-8>

Ito, J., Araki, A., Tanaka, H., Tasaki, T., Cho, K. et Yamazaki, R. (1996). Muscle histopathology in spastic cerebral palsy. *Brain & Development*, 18(4), 299-303.

Kavcic, A. et Vodusek, D. B. (2005). A historical perspective on cerebral palsy as a concept and a diagnosis. *European Journal of Neurology*, 12(8), 582-587. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1468-1331.2005.01013.x>

Keenan, W. N., Rodda, J., Wolfe, R., Roberts, S., Borton, D. C. et Graham, H. K. (2004). The static examination of children and young adults with cerebral palsy in the gait analysis laboratory: technique and observer agreement. *Journal of Pediatric Orthopedics. Part B*, 13(1), 1-8.

Kerrigan, D. C., Della Croce, U., Marciello, M. et Riley, P. O. (2000). A refined view of the determinants of gait: significance of heel rise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(8), 1077-1080.

Kerrigan, D. C., Frates, E. P., Rogan, S. et Riley, P. O. (2000). Hip hiking and circumduction: quantitative definitions. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 79(3), 247-252.

- Kerrigan, D. C., Riley, P. O., Lelas, J. L. et Della Croce, U. (2001). Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(2), 217-220.
- Kimoto, M., Okada, K., Sakamoto, H. et Kondou, T. (2017). The association between the maximum step length test and the walking efficiency in children with cerebral palsy. *Journal of Physical Therapy Science*, 29(5), 822-827. <http://dx.doi.org/10.1589/jpts.2017.822>
- Kramer, J. F. et MacPhail, H. E. (1994). Relationships Among Measures of Walking Efficiency, Gross Motor Ability, and Isokinetic Strength In Adolescents With Cerebral Palsy. *Pediatric Physical Therapy*, 6(1), 3.
- Krautwurst, B. K., Dreher, T. et Wolf, S. I. (2016). The impact of walking devices on kinematics in patients with spastic bilateral cerebral palsy. *Gait & Posture*, 46, 184-187. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.03.014>
- Kuo, A. D. et Donelan, J. M. (2010). Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implications. *Physical Therapy*, 90(2), 157-174. <http://dx.doi.org/10.2522/ptj.20090125>
- Kuo, A. D., Donelan, J. M. et Ruina, A. (2005). Energetic Consequences of Walking Like an Inverted Pendulum: Step-to-Step Transitions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 33(2), 88-97.
- Lampe, R., Grassl, S., Mitternacht, J., Gerdesmeyer, L. et Gradinger, R. (2006). MRT-measurements of muscle volumes of the lower extremities of youths with spastic hemiplegia caused by cerebral palsy. *Brain & Development*, 28(8), 500-506. <http://dx.doi.org/10.1016/j.braindev.2006.02.009>
- Lance, J. W. (1980). The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenberg Lecture. *Neurology*, 30(12), 1303-1313.
- Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli, G. et Giannini, S. (1999). Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of Biomechanics*, 32(1), 99-103.
- Legault, G., Shevell, M. I. et Dagenais, L. (2011). Predicting Comorbidities With Neuroimaging in Children With Cerebral Palsy. *Pediatric Neurology*, 45(4), 229-232. <http://dx.doi.org/10.1016/j.pediatrneurol.2011.06.005>

- Liang, B. W., Wu, W. H., Meijer, O. G., Lin, J. H., Lv, G. R., Lin, X. C., Prins, M. R., Hu, H., van Dieën, J. H. et Bruijn, S. M. (2014). Pelvic step: The contribution of horizontal pelvis rotation to step length in young healthy adults walking on a treadmill. *Gait & Posture*, 39(1), 105-110. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.06.006>
- Liao, H. F., Jeng, S. F., Lai, J. S., Cheng, C. K. et Hu, M. H. (1997). The relation between standing balance and walking function in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 39(2), 106-112.
- Lim, Y. P., Lin, Y.-C. et Pandy, M. G. (2017). Effects of step length and step frequency on lower-limb muscle function in human gait. *Journal of Biomechanics*, 57, 1-7. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.004>
- Lotfian, M., Mirbagheri, M. M., Kharazi, M. R., Dadashi, F., Nourian, R., Irani, A. et Mirbagheri, A. (2016). Pendulum test measure correlates with gait parameters in children with cerebral palsy. *Conference proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2016*, 1708-1711. <http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2016.7591045>
- Manikowska, F., Chen, B. P.-J., Józwiak, M. et Lebedowska, M. K. (2018). Validation of Manual Muscle Testing (MMT) in children and adolescents with cerebral palsy. *NeuroRehabilitation*, 42(1), 1-7. <http://dx.doi.org/10.3233/NRE-172179>
- Marconi, V., Carraro, E., Trevisi, E., Capelli, C., Martinuzzi, A. et Zamparo, P. (2012). The Locomotory Index in diplegic and hemiplegic children: the effects of age and speed on the energy cost of walking. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 48(3), 403-412.
- Marois, P., Marois, M., Pouliot-Laforte, A., Vanasse, M., Lambert, J. et Ballaz, L. (2016). Gross Motor Function Measure Evolution Ratio: Use as a Control for Natural Progression in Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(5), 807-814. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2015.07.024>
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology*, 4(6), 877-887.
- Mathewson, M. A. et Lieber, R. L. (2015). Pathophysiology of muscle contractures in cerebral palsy. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 26(1), 57-67. <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmr.2014.09.005>

McArdle, W. D., Katch, F. I. et Katch, V. L. (2001). *Physiologie de l'activité physique: énergie, nutrition et performance*. [s.l.] : Maloine.

McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R. et Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, 29, 360-369. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>

Middleton, A., Braun, C. H., Lewek, M. D. et Fritz, S. L. (2017). Balance impairment limits ability to increase walking speed in individuals with chronic stroke. *Disability and Rehabilitation*, 39(5), 497-502. <http://dx.doi.org/10.3109/09638288.2016.1152603>

Middleton, A., Fulk, G. D., Herter, T. M., Beets, M. W., Donley, J. et Fritz, S. L. (2016). Self-selected and maximal walking speeds provide greater insight into fall status than walking speed reserve among community-dwelling older adults. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 95(7), 475-482.

Molenaers, G., Desloovere, K., Fabry, G. et De Cock, P. (2006). The effects of quantitative gait assessment and botulinum toxin a on musculoskeletal surgery in children with cerebral palsy. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 88(1), 161-170. <http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.C.01497>

Monaghan, K., Delahunt, E. et Caulfield, B. (2007). Increasing the number of gait trial recordings maximises intra-rater reliability of the CODA motion analysis system. *Gait & Posture*, 25(2), 303-315. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.011>

Moreau, N. G., Falvo, M. J. et Damiano, D. L. (2012). Rapid force generation is impaired in cerebral palsy and is related to decreased muscle size and functional mobility. *Gait & Posture*, 35(1), 154-158. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.08.027>

Morris, S. L. et Williams, G. (2018). A historical review of the evolution of the Tardieu Scale. *Brain Injury*, 32(5), 665-669. <http://dx.doi.org/10.1080/02699052.2018.1432890>

Munger, M. E., Aldahondo, N., Krach, L. E., Novacheck, T. F. et Schwartz, M. H. (2017). Long-term outcomes after selective dorsal rhizotomy: a retrospective matched cohort study. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 59(11), 1196-1203. <http://dx.doi.org/10.1111/dmcn.13500>

Nordmark, E. et Anderson, G. (2002). Wartenberg pendulum test: objective quantification of muscle tone in children with spastic diplegia undergoing selective dorsal rhizotomy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44(1), 26-33.

Novacheck, T. F. et Gage, J. R. (2007). Orthopedic management of spasticity in cerebral palsy. *Child's Nervous System: ChNS: Official Journal of the International Society for Pediatric Neurosurgery*, 23(9), 1015-1031. <http://dx.doi.org/10.1007/s00381-007-0378-6>

Orlin, M. N., Palisano, R. J., Chiarello, L. A., Kang, L.-J., Polansky, M., Almasri, N. et Maggs, J. (2010). Participation in home, extracurricular, and community activities among children and young people with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 52(2), 160-166. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03363.x>

Oskoui, M., Joseph, L., Dagenais, L. et Shevell, M. (2013). Prevalence of Cerebral Palsy in Quebec: Alternative Approaches. *Neuroepidemiology*, 40(4), 264-268. <http://dx.doi.org/10.1159/000345120>

Öunpuu, S., Bell, K. J., Davis, R. B. et DeLuca, P. A. (1996). An evaluation of the posterior leaf spring orthosis using joint kinematics and kinetics. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 16(3), 378-384.

Öunpuu, S., Gage, J. R. et Davis, R. B. (1991). Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 11(3), 341-349.

Öunpuu, S., Gorton, G., Bagley, A., Sison-Williamson, M., Hassani, S., Johnson, B. et Oeffinger, D. (2015). Variation in kinematic and spatiotemporal gait parameters by Gross Motor Function Classification System level in children and adolescents with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 57(10), 955-962. <http://dx.doi.org/10.1111/dmcn.12766>

Öunpuu, S., Solomito, M., Bell, K. et Pierz, K. (2017). Long-term outcomes of external femoral derotation osteotomies in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 56, 82-88. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.029>

Paley, D. (2014). *Principles of Deformity Correction*. [s.l.] : Springer.

Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russell, D., Wood, E. et Galuppi, B. (1997). Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 39(4), 214-223. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8749.1997.tb07414.x>

Panteliadis, C., Panteliadis, P. et Vassilyadi, F. (2013). Hallmarks in the history of cerebral palsy: From antiquity to mid-20th century. *Brain and Development*, 35(4), 285-292. <http://dx.doi.org/10.1016/j.braindev.2012.05.003>

Parent, A., Raison, M., Pouliot-Laforte, A., Marois, P., Maltais, D. B. et Ballaz, L. (2016). Impact of a short walking exercise on gait kinematics in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *Clinical Biomechanics*, 34, 18-21. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.03.003>

Pavão, S. L., dos Santos, A. N., Woollacott, M. H. et Rocha, N. A. C. F. (2013). Assessment of postural control in children with cerebral palsy: a review. *Research in Developmental Disabilities*, 34(5), 1367-1375. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ridd.2013.01.034>

Perry, J., K, S. T. et Davids, J. R. (1992). Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12(6), 815.

Peterson, C. L., Kautz, S. A. et Neptune, R. R. (2011). Muscle work is increased in pre-swing during hemiparetic walking. *Clinical Biomechanics*, 26(8), 859-866. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.04.010>

Pirpiris, M., Wilkinson, A. J., Rodda, J., Nguyen, T. C., Baker, R. J., Nattrass, G. R. et Graham, H. K. (2003). Walking speed in children and young adults with neuromuscular disease: comparison between two assessment methods. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 23(3), 302-307.

Raymakers, J. A., Samson, M. M. et Verhaar, H. J. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 21(1), 48-58. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.11.006>

Rethlefsen, S. A., Blumstein, G., Kay, R. M., Dorey, F. et Wren, T. A. L. (2017). Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy revisited: influence of age, prior surgery, and Gross Motor Function Classification System level. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 59(1), 79-88. <http://dx.doi.org/10.1111/dmcn.13205>

Rimmer, J. H. (2001). Physical fitness levels of persons with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 43(3), 208-212.

Rodda, J. M., Graham, H. K., Carson, L., Galea, M. P. et Wolfe, R. (2004). Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 86-B(2), 251-258. <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.86B2.13878>

Rose, J., Gamble, J. G., Burgos, A., Medeiros, J. et Haskell, W. L. (1990). Energy Expenditure Index of Walking for Normal Children and for Children with Cerebral Palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 32(4), 333-340. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8749.1990.tb16945.x>

Rose, J., Gamble, J. G., Lee, J., Lee, R. et Haskell, W. L. (1991). The energy expenditure index: a method to quantitate and compare walking energy expenditure for children and adolescents. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 11(5), 571-578.

Rose, J., Gamble, J. G., Medeiros, J., Burgos, A. et Haskell, W. L. (1989). Energy cost of walking in normal children and in those with cerebral palsy: comparison of heart rate and oxygen uptake. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 9(3), 276-279.

Rose, J., Haskell, W. L., Gamble, J. G., Hamilton, R. L., Brown, D. A. et Rinsky, L. (1994). Muscle pathology and clinical measures of disability in children with cerebral palsy. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 12(6), 758-768. <http://dx.doi.org/10.1002/jor.1100120603>

Rose, J. et McGill, K. C. (2005). Neuromuscular activation and motor-unit firing characteristics in cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47(5), 329-336.

Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., Dan, B. et Jacobsson, B. (2007). A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 49, 8-14. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.tb12610.x>

Rosenbaum, P., Walter, S. D., Hanna, S. E. et et al. (2002). Prognosis for gross motor function in cerebral palsy: Creation of motor development curves. *JAMA*, 288(11), 1357-1363. <http://dx.doi.org/10.1001/jama.288.11.1357>

Ross, S. A. et Engsborg, J. R. (2007). Relationships Between Spasticity, Strength, Gait, and the GMFM-66 in Persons With Spastic Diplegia Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(9), 1114-1120. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2007.06.011>

Russell, D. J., Avery, L. M., Rosenbaum, P. L., Raina, P. S., Walter, S. D. et Palisano, R. J. (2000). Improved Scaling of the Gross Motor Function Measure for Children With Cerebral Palsy: Evidence of Reliability and Validity. *Physical Therapy*, 80(9), 873-885.

Russell, D. J., Rosenbaum, P. L., Avery, L. M. et Lane, M. (2002). *Gross Motor Function Measure (GMFM - 66 and GMFM - 88) User's Manual*. [s.l.] : Wiley. Récupéré de <http://books.google.fr/books?id=2JyHtQAACAAJ>

Russell, D. J., Rosenbaum, P. L., Cadman, D. T., Gowland, C., Hardy, S. et Jarvis, S. (1989). The Gross Motor Function Measure: A Means to Evaluate the Effects of Physical Therapy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 31(3), 341-352. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8749.1989.tb04003.x>

Russell, S. D., Bennett, B. C., Kerrigan, D. C. et Abel, M. F. (2007). Determinants of Gait as Applied to Children with Cerebral Palsy. *Gait & posture*, 26(2), 295. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.09.079>

Sangeux, M., Wolfe, R. et Graham, H. K. (2013). One side or two? *Developmental Medicine and Child Neurology*, 55(9), 786-787. <http://dx.doi.org/10.1111/dmcn.12230>

Saunders, J. B. dec M., Inman, V. T. et Eberhart, H. D. (1953). The Major Determinants in Normal and Pathological Gait. *J Bone Joint Surg Am*, 35(3), 543-558.

Scholtes, V. A., Becher, J. G., Comuth, A., Dekkers, H., Van Dijk, L. et Dallmeijer, A. J. (2010). Effectiveness of functional progressive resistance exercise strength training on muscle strength and mobility in children with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 52(6), e107-113. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03604.x>

Schubert, P. et Kirchner, M. (2014). Ellipse area calculations and their applicability in posturography. *Gait & Posture*, 39(1), 518-522. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.09.001>

Schwartz, M. H., Koop, S. E., Bourke, J. L. et Baker, R. (2006). A nondimensional normalization scheme for oxygen utilization data. *Gait & Posture*, 24(1), 14-22. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.06.014>

Schwartz, M. H. et Rozumalski, A. (2005). A new method for estimating joint parameters from motion data. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 107-116. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.009>

Schwartz, M. H., Rozumalski, A. et Trost, J. P. (2008). The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *Journal of Biomechanics*, 41(8), 1639-1650. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.03.015>

Scrutton, D., Damiano, D. et Mayston, M. (2004). *Management of the Motor Disorders of Children with Cerebral Palsy*. [s.l.] : Wiley.

SENIAM. (2018). *Welcome to SENIAM*. Récupéré le 11 janvier 2016 de <http://www.seniam.org/>

Shevell, M., Dagenais, L. et Oskoui, M. (2013). The Epidemiology of Cerebral Palsy: New Perspectives From a Canadian Registry. *Seminars in Pediatric Neurology*, 20(2), 60-64. <http://dx.doi.org/10.1016/j.spen.2013.06.008>

Shumway-Cook, A. et Woollacott, M. H. (2007). *Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice*. [s.l.] : Lippincott Williams & Wilkins.

Sison-Williamson, M., Bagley, A., Gorton, G., Johnson, B. A. et Oeffinger, D. (2014). Analysis of the relationships that body composition and muscular strength have with oxygen cost of walking in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, (0). <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.010>

Sommer, H. J. et Miller, N. R. (1980). A technique for kinematic modeling of anatomical joints. *Journal of Biomechanical Engineering*, 102(4), 311-317.

Stackhouse, C., Shewokis, P. A., Pierce, S. R., Smith, B., McCarthy, J. et Tucker, C. (2007). Gait initiation in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 26(2), 301-308. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.09.076>

Stackhouse, S. K., Binder-Macleod, S. A. et Lee, S. C. K. (2005). Voluntary Muscle Activation, Contractile Properties, and Fatigability in Children With and Without Cerebral Palsy. *Muscle & nerve*, 31(5), 594-601. <http://dx.doi.org/10.1002/mus.20302>

Stern. (2018). *Prevalence of Cerebral Palsy*. [cerebralpalsy.org](http://www.cerebralpalsy.org). Récupéré le 31 août 2018 de <http://www.cerebralpalsy.org/about-cerebral-palsy/prevalence-and-incidence>

Stokes, I. a. F. (2002). Mechanical effects on skeletal growth. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 2(3), 277-280.

Sutherland, D. H. et Davids, J. R. (1993). Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (288), 139-147.

Sutherland, D. H., Olshen, R., Cooper, L. et Woo, S. L. (1980). The development of mature gait. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 62(3), 336-353.

Taylor, N. F., Dodd, K. J. et Graham, H. K. (2004). Test-retest reliability of hand-held dynamometric strength testing in young people with cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(1), 77-80.

Tedroff, K., Knutson, L. M. et Soderberg, G. L. (2006). Synergistic muscle activation during maximum voluntary contractions in children with and without spastic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 48(10), 789-796. <http://dx.doi.org/10.1017/S0012162206001721>

Thomas, S. S., Buckon, C. E., Schwartz, M. H., Sussman, M. D. et Aiona, M. D. (2009). Walking energy expenditure in able-bodied individuals: a comparison of common measures of energy efficiency. *Gait & Posture*, 29(4), 592-596. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.01.002>

Thompson, N., Stebbins, J., Seniorou, M. et Newham, D. (2011). Muscle strength and walking ability in Diplegic Cerebral Palsy: Implications for assessment and management. *Gait & Posture*, 33(3), 321-325. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.10.091>

Tomita, H., Fukaya, Y., Ueda, T., Honma, S., Yamashita, E., Yamamoto, Y., Mori, E. et Shionoya, K. (2011). Deficits in task-specific modulation of anticipatory postural adjustments in individuals with spastic diplegic cerebral palsy. *Journal of Neurophysiology*, 105(5), 2157-2168. <http://dx.doi.org/10.1152/jn.00569.2010>

Towsley, K., Shevell, M. I. et Dagenais, L. (2011). Population-based study of neuroimaging findings in children with cerebral palsy. *European Journal of Paediatric Neurology*, 15(1), 29-35. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejpn.2010.07.005>

Truong, W. H., Rozumalski, A., Novacheck, T. F., Beattie, C. et Schwartz, M. H. (2011). Evaluation of conventional selection criteria for psoas lengthening for individuals with cerebral palsy: a retrospective, case-controlled study. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 31(5), 534-540. <http://dx.doi.org/10.1097/BPO.0b013e31821f8ee3>

Tsushima, H., Morris, M. E. et McGinley, J. (2003). Test-retest reliability and inter-tester reliability of kinematic data from a three-dimensional gait analysis system. *Journal of the Japanese Physical Therapy Association = Rigaku Ryoho*, 6(1), 9-17. <http://dx.doi.org/10.1298/jjpta.6.9>

Van de Walle, P., Hallemans, A., Schwartz, M., Truijen, S., Gosselink, R. et Desloovere, K. (2012). Mechanical energy estimation during walking: Validity and sensitivity in typical gait and in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 35(2), 231-237. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.09.012>

Van Vulpen, L. F., De Groot, S., Becher, J. G., De Wolf, G. S. et Dallmeijer, A. J. (2013). Feasibility and test-retest reliability of measuring lower-limb strength in young children with cerebral palsy. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 49(6), 803-813.

Veilleux, L. et Rauch, F. (2010). Reproducibility of jumping mechanography in healthy children and adults. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 10(4), 256-266.

Verschuren, O., Ketelaar, M., Takken, T., Helders, P. J. M. et Gorter, J. W. (2008a). Exercise programs for children with cerebral palsy: a systematic review of the literature. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 87(5), 404-417. <http://dx.doi.org/10.1097/PHM.0b013e31815b2675>

Verschuren, O., Ketelaar, M., Takken, T., Brussel, M. van, Helders, P. J. M. et Gorter, J. W. (2008b). Reliability of hand-held dynamometry and functional strength tests for the lower extremity in children with Cerebral Palsy. *Disability and Rehabilitation*, 30(18), 1358-1366. <http://dx.doi.org/10.1080/09638280701639873>

Whittle, M. W. (1996). Clinical gait analysis: A review. *Human Movement Science*, 15(3), 369-387. [http://dx.doi.org/10.1016/0167-9457\(96\)00006-1](http://dx.doi.org/10.1016/0167-9457(96)00006-1)

Willems, P., Schepens, B., Detrembleur, C. et others. (2012). Marche normale. *EMC-Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation*, 2012, 26-007.

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. [s.l.] : John Wiley & Sons.

Woollacott, M. H., Burtner, P., Jensen, J., Jasiewicz, J., Roncesvalles, N. et Sveistrup, H. (1998). Development of postural responses during standing in healthy children and children with spastic diplegia. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 22(4), 583-589.

Woollacott, M. H. et Shumway-Cook, A. (2005). Postural Dysfunction During Standing and Walking in Children With Cerebral Palsy: What are the Underlying Problems and What New Therapies Might Improve Balance? *Neural Plasticity*, 12(2-3), 211-219. <http://dx.doi.org/10.1155/NP.2005.211>

Wren, T. A. L., Otsuka, N. Y., Bowen, R. E., Scaduto, A. A., Chan, L. S., Sheng, M., Hara, R. et Kay, R. M. (2011). Influence of gait analysis on decision-making for lower extremity orthopaedic surgery: Baseline data from a randomized controlled trial. *Gait & Posture*, 34(3), 364-369. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.06.002>

Wren, T. A. L., Rethlefsen, S. et Kay, R. M. (2005). Prevalence of Specific Gait Abnormalities in Children With Cerebral Palsy: Influence of Cerebral Palsy Subtype, Age, and Previous Surgery. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 25(1), 79-83.