

**Titre:** Impact d'un exercice de marche sur la démarche « crouch gait »  
Title: chez les enfants atteints de paralysie cérébrale

**Auteur:** Audrey Parent  
Author:

**Date:** 2015

**Type:** Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

**Référence:** Parent, A. (2015). Impact d'un exercice de marche sur la démarche « crouch gait » chez les enfants atteints de paralysie cérébrale [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/1912/>  
Citation:

## Document en libre accès dans PolyPublie

Open Access document in PolyPublie

**URL de PolyPublie:** <https://publications.polymtl.ca/1912/>  
PolyPublie URL:

**Directeurs de recherche:** Maxime Raison, Laurent Ballaz, & Pierre Marois  
Advisors:

**Programme:** Génie biomédical  
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

IMPACT D'UN EXERCICE DE MARCHE SUR LA DÉMARCHE « CROUCH GAIT » CHEZ  
LES ENFANTS ATTEINTS DE PARALYSIE CÉRÉBRALE

AUDREY PARENT

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION  
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES  
(GÉNIE BIOMÉDICAL)

AOÛT 2015

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

IMPACT D'UN EXERCICE DE MARCHE SUR LA DÉMARCHE « CROUCH GAIT » CHEZ  
LES ENFANTS ATTEINTS DE PARALYSIE CÉRÉBRALE

présenté par : PARENT Audrey

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. ACHICHE Sofiane, Ph. D., président

M. RAISON Maxime, Doctorat, membre et directeur de recherche

M. BALLAZ Laurent, Ph. D., membre et codirecteur de recherche

M. MAROIS Pierre, MD, membre et codirecteur de recherche

Mme TURCOT Katia, Ph. D., membre

## DÉDICACE

*" Il n'y a pas de racines à nos pieds, ceux-ci  
sont faits pour se mouvoir"*

*David Le Breton*

## REMERCIEMENTS

Je tiens à exprimer toute ma gratitude envers les membres de mon comité conseil qui ont su me guider tout au long de ce projet. Un grand merci à mes directeurs Professeur Maxime Raison, Professeur Laurent Ballaz, et Dr Pierre Marois pour leur soutien, leur temps, leur patience, leur indulgence, et leurs attentions envers les étudiants, ainsi que pour toutes les discussions très enrichissantes que j'ai pu avoir avec eux. Je les remercie de m'avoir guidée à travers ma formation; grâce à eux, j'ai beaucoup appris, et j'ai découvert le domaine de recherche passionnant de la réadaptation pédiatrique. Merci à Professeure Christine Detrembleur de m'avoir accueillie dans son laboratoire en Belgique durant 2 mois, et pour les nombreux conseils quant à mon projet de recherche. Merci également à Professeure Désirée B. Maltais pour les discussions très enrichissantes, et pour les conseils quant à mon projet de recherche et à ma formation. Je tiens aussi à remercier Professeur Martin Lemay de m'avoir laissé la chance de découvrir ce domaine de recherche lors d'un stage précédent ma maîtrise, et pour tous les conseils donnés au cours de ma formation.

Merci à tous les enfants et parents ayant participé aux analyses quantifiées de la marche. Je tiens à souligner leur patience, leur courage et leur excellente collaboration.

Je suis également reconnaissante envers le programme de formation en technologies biomédicales MÉDITIS, supporté par le CRSNG (Programme FONCER) et l'École Polytechnique de Montréal, pour le soutien financier offert durant ma maîtrise.

Bien entendu, ces deux ans de maîtrise n'auraient pas été aussi formidables sans l'équipe du Centre de recherche du CRME. Merci à Annie Pouliot-Laforte pour son aide indispensable, son implication, son soutien, et son écoute. Merci à Aurélie Sarcher et Fabien Dal Maso, mon parrain MÉDITIS, pour leur soutien technique, leurs conseils et leur temps. Je souligne aussi tous les chercheurs et étudiants du CRME avec qui il est toujours enrichissant de discuter et agréable de faire des activités, merci!

Finalement, merci à ma colocataire de m'avoir supportée tout au long de cette épopée, à ma famille pour cet exemple de persévérance et pour leur écoute, et à mon amoureux pour sa patience. Je les remercie pour leur soutien inconditionnel et leur grande écoute qui m'ont grandement aidée à progresser dans ce projet! Merci à tous!

## RÉSUMÉ

La paralysie cérébrale (PC) regroupe des atteintes permanentes et non progressives sur un cerveau en développement. On retrouve généralement des troubles de la posture et du mouvement, et dans la majorité des cas de la spasticité. Ce mauvais contrôle moteur nuit à des tâches fonctionnelles telles que la marche. Dépendant des atteintes, on retrouve plusieurs patrons de marche. La présente étude se concentrera sur le patron de marche « crouch gait » puisqu'il est parmi les plus répandus chez les enfants avec une diplégie spastique.

La démarche « crouch gait » amène des contraintes excessives au niveau des articulations des membres inférieurs et requiert un grand travail musculaire. Il s'agit d'une marche très peu efficiente pouvant endommager les cartilages et les os, en plus de limiter la fonction. Jusqu'à maintenant, les études ayant évalué spécifiquement la démarche « crouch gait » se sont concentrées sur le travail musculaire demandé dépendant de la sévérité de l'atteinte. Cependant, aucune étude n'a évalué l'impact de ce patron de marche sur les déplacements quotidiens de ces enfants. L'objectif de la présente étude était d'évaluer l'impact d'un exercice de marche sur la démarche en « crouch gait ». Plus spécifiquement, les changements au niveau de la cinématique ainsi que de la position du centre de masse ont été étudiés.

Sept enfants atteints de la PC, et sept enfants sains ont participé à l'étude. Une analyse quantifiée de la marche a d'abord été effectuée dans le but d'enregistrer la cinématique et le déplacement du centre de masse. Par la suite, il était demandé aux enfants de marcher autour d'un parcours de 25 m de façon continue, à vitesse confortable durant 6 minutes. La cinématique et le déplacement du centre de masse ont été à nouveau enregistrés à la fin de l'exercice de 6 minutes. Les paramètres évalués sont : (1) la vitesse de marche, la longueur de pas, et la cadence; (2) les angles de flexion/extension du tronc, bassin, hanche, genou, et cheville au contact initial; (3) les angles maximaux et minimaux de flexion/extension du tronc, bassin, hanche, genou, et cheville durant la phase d'appui; (4) la position maximale, minimale et moyenne du centre de masse vertical. Ces paramètres étaient comparés avant et à la fin de l'exercice de 6 minutes.

Après 6 minutes de marche continue, la flexion du genou et la dorsiflexion de la cheville ont augmenté, et la position verticale du centre de masse a diminué chez les enfants atteints de PC. Ces résultats suggèrent un affaissement des membres inférieurs à la suite d'un exercice de marche continue de 6 minutes, contrairement aux enfants sains.

## ABSTRACT

Cerebral palsy (CP) is due to a non-progressive injury on a developmental brain. It is associated to posture and movement impairments, and in most cases to spasticity. The impaired motor control leads to difficulties in accomplishing functional tasks, such as walking. Several gait patterns are observed in children with CP. This study will focus on crouch gait in children with spastic diplegic CP.

Crouch gait leads to excessive compression forces on lower limbs joints and increases the muscle force requirement during walking. This gait pattern increases the energy expenditure while walking, and results in cartilage degeneration and bone deformities, which can limit functional capacities. Several studies had underlie the increased muscle force requirement in relation with crouch severity. However, no study reported the impact of this gait pattern on daily movements in children with CP. The aim of this study was to evaluate the impact of a walking exercise on gait in children with CP walking with crouch gait. Specifically, the changes in lower limbs kinematic and in the vertical position of the center of mass (COM) were studied.

Seven children with bilateral spastic CP, and seven typically developed (TD) children participated to this study. First, a gait analysis was performed to evaluate the kinematics and the vertical position of the COM. Then, children were asked to walk continuously at comfortable pace during 6 minutes around a path of 25 m. The kinematics and the vertical position of the COM were recorded at the end of the 6-minute walking exercise (6mwe). The outcome measures were: (1) the walking speed, cadence, and step length; (2) the maximal and minimal flexion-extension angles of the trunk, pelvis, hip, knee and ankle during stance phase; (3) the flexion-extension angles of the trunk, pelvis, hip, knee and ankle at initial contact; and (4) the vertical position of the body COM. These outcomes were compared before and at the end of the 6mwe within each group and between groups.

After the 6mwe performed at comfortable pace, an increased knee flexion and ankle dorsiflexion, as well as a decreased of the COM vertical position were observed in children with CP. These results suggest a more severe crouch gait after 6 minutes of continuous walking, unlike TD children.

## TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS .....	IV
RÉSUMÉ.....	V
ABSTRACT .....	VI
TABLE DES MATIÈRES .....	VII
LISTE DES TABLEAUX.....	X
LISTE DES FIGURES .....	XI
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS .....	XII
CHAPITRE 1 INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE .....	3
2.1    Paralysie cérébrale.....	3
2.1.1    Origine.....	3
2.1.2    Spasticité et fonction .....	4
2.2    Analyse de la marche chez les enfants atteints de PC.....	6
2.2.1    Principes de l'analyse quantifiée de la marche (AQM) .....	6
2.2.2    Terminologie utilisée en analyse quantifiée de la marche .....	10
2.3    Classification de la marche chez les enfants avec une PC .....	12
2.4    Analyses quantitatives de la marche « Crouch gait ».....	15
CHAPITRE 3 RATIONNELLE DU PROJET .....	18
3.1    Résumé de la problématique .....	18
3.2    Objectif général .....	18
3.2.1    Objectifs spécifiques .....	18
3.2.2    Hypothèses .....	18

3.2.3 Développement des compétences.....	19
<b>CHAPITRE 4 MÉTHODE COMPLÉMENTAIRE .....</b>	<b>20</b>
4.1    Résumé de la méthode de l'article .....	20
4.2    Modèle cinématique et traitement des données.....	21
4.2.1    Modèle cinématique Plug-in Gait .....	21
4.2.2    Traitement des données.....	22
4.3    Électromyographie .....	23
4.4    Cinétique .....	24
4.5    Force musculaire isométrique .....	24
<b>CHAPITRE 5 ARTICLE I IMPACT OF A SHORT WALKING EXERCISE ON GAIT KINEMATICS IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY WALKING IN CROUCH GAIT</b>	<b>25</b>
5.1    Abstract .....	28
5.2    Introduction .....	28
5.3    Methods .....	29
5.4    Results .....	32
5.5    Discussion .....	32
5.6    References .....	36
<b>CHAPITRE 6 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES .....</b>	<b>39</b>
<b>CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE .....</b>	<b>40</b>
7.1    Aides techniques et co-activation musculaire du tronc .....	40
7.2    Faiblesse, fatigue et co-activation musculaire.....	42
7.3    Compensations et contraintes.....	44
7.4    « Crouch gait » : Position fléchie avantageuse? .....	45
7.5    Perspectives .....	46
<b>CHAPITRE 8 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS .....</b>	<b>50</b>

BIBLIOGRAPHIE .....	51
---------------------	----

## LISTE DES TABLEAUX

Table 1 Participants' characteristics. Abbreviations: <i>F</i> - Female; <i>GMFCS</i> – Gross Motor Function Classification System; <i>M</i> – Male.....	30
Table 2 Comparison of spatio-temporal, kinematic and COM position data before and after the 6mwe in children with CP.....	32
Table 3 Force musculaire (N/Kg) mesurée chez les enfants avec la PC.....	39

## LISTE DES FIGURES

Figure 1 Système de caméras optoélectroniques combinées à des plateformes de force et à un système d'électromyographie.....	7
Figure 2 Illustration d'un cycle de marche décomposé en phase d'appui et en phase de balancement et du déplacement du centre de masse. .....	10
Figure 3 Cinématique du genou durant un cycle de marche d'enfants sains dans le plan sagittal.	11
Figure 4 Représentation graphique des 5 groupes de patron de marche décrits dans les cas de diplégie spastique. ( <i>Image adaptée de Rodda et al. 2004</i> ).....	14
Figure 5 Cinématique du genou durant un cycle de marche dans le plan sagittal représentant un patron de marche sain et « crouch ». <i>Bleu : patron de marche sain; Rouge : « crouch gait »</i> .....	14
Figure 7 Parcours effectués durant l'AQM (rouge) et l'exercice de 6 minutes (jaune).....	21
Figure 6 Système de référence de la cuisse selon les 3 axes.....	22

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

AQM	Analyse quantifiée de la marche
COM	« Center of mass »
CM	Centre de masse
CP	« Cerebral palsy »
EMG	Électromyographie
ET	Écart-type
GMFCS	Gross Motor Function Classification Scale
GMFM	Gross Motor Function Measure
PC	Paralysie cérébrale
SD	« Standard deviation »
TD	« Typically developing »
3D	Trois dimensions
6mwe	« 6-minute walking exercise »

## CHAPITRE 1 INTRODUCTION

La paralysie cérébrale (PC) est due à une lésion définitive et non progressive sur un cerveau en développement. Elle est liée à des troubles de la posture et du mouvement, à une augmentation du tonus musculaire ainsi qu'à une faiblesse musculaire. La PC affecte 2 naissances sur 1000 au Canada, et représente ainsi le trouble moteur le plus répandu chez les enfants [1]. Dépendant de la sévérité de la lésion au cerveau, différentes atteintes motrices sont attendues. En effet, on retrouve des hémiplégies, des diplégies ainsi que des quadriplégies, et des formes spastique, ataxique et dystonique [2]. Ces termes seront définis au Chapitre 2. La présence de ces troubles du tonus musculaire modifie la démarche des enfants atteints de PC.

Chez les enfants diplégiques spastiques, l'une des démarches fréquemment retrouvées s'avère la démarche « crouch gait » [3]. Cette expression décrit généralement une marche avec une flexion excessive des genoux durant la phase d'appui d'un cycle de marche. Des recherches ont observé des augmentations de la sollicitation musculaire durant la marche en « crouch gait » [4], ainsi que des moments de force inadéquats [5], [6]. Cependant, ces résultats sont obtenus à partir de simulations de modèles musculo-squelettiques qui se basent sur des données d'analyse quantifiée d'une marche non continue, à l'inverse de ce qui est demandé durant les déplacements quotidiens des enfants.

L'analyse quantifiée de la marche (AQM), expliquée en détail au Chapitre 2, amène des données intéressantes pour décrire précisément la marche en trois dimensions (3D), et ainsi guider les traitements des enfants avec la PC. L'AQM permet de décrire les angles aux articulations ainsi que les moments de force et les puissances aux articulations dans les trois plans, tout en établissant le lien avec l'activité musculaire des membres inférieurs. Ces données très complètes permettent d'évaluer les différentes caractéristiques des patrons de marche retrouvés chez les enfants atteints de la PC.

Étant donné la forte prévalence de la démarche «crouch gait» chez les enfants avec la PC et de ses contraintes importantes nuisant à la fonction, l'étude présentée dans ce mémoire se concentrera sur ce patron de marche en particulier. La détérioration de cette démarche à travers les années [7] est souvent étudiée chez les enfants avec la PC, mais son évolution durant les déplacements quotidiens n'est à ce jour pas connue. L'objectif de cette étude est d'évaluer l'impact d'un exercice de marche continu sur la démarche de type «crouch gait» chez des enfants avec la PC. Plus spécifiquement,

l'évolution de la cinématique au niveau des membres inférieurs ainsi que le déplacement du centre de masse sera évaluée. La cinétique et l'activité musculaire ne seront pas analysées dans cette étude-ci. L'exercice de marche de 6 minutes permettra d'évaluer comment évolue le patron de marche « crouch gait » lors des distances parcourues quotidiennement, et quels sont les paramètres problématiques à travailler en réadaptation pour améliorer la marche, l'endurance et l'efficience.

Le Chapitre 2 présente une revue de littérature concernant la PC, l'analyse quantifiée de la marche chez les enfants avec la PC, la classification des différents patrons de marche, et les analyses de marche concernant le patron de marche « crouch gait ». Le Chapitre 3 présente les objectifs et les hypothèses de l'étude. Le Chapitre 4 présente des détails supplémentaires concernant la méthode. Le Chapitre 5 contient l'article nommé « Impact of a short walking exercise on gait kinematics in children with cerebral palsy walking in crouch gait ». Le Chapitre 6 présente ensuite des résultats complémentaires concernant la force musculaire isométrique. Finalement, les Chapitres 7 et 8 concluent ce mémoire avec une discussion générale en complément à la discussion de l'article ainsi que les perspectives de ce projet.

## CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE

Dans un premier temps, la description de la PC sera présentée. Une description des principes de l'analyse quantifiée de la marche et de ses limites avec les enfants atteints d'une PC suivra. Ensuite, une description de la classification ainsi que des différents patrons de marche avec une attention particulière à la démarche « crouch gait » sera présentée. Puis, une revue de littérature sur les analyses quantitatives de la démarche « crouch gait » terminera ce chapitre.

### **2.1 Paralysie cérébrale**

#### **2.1.1 Origine**

La PC est l'atteinte motrice la plus répandue, touchant 2 naissances sur 1000 [1]. Selon l'Institut Canadien d'Information sur la Santé, elle représentait des dépenses de 39,7 millions de dollars pour les soins hospitaliers et pour le personnel de santé, ainsi que 342 millions de dollars pour des coûts de mortalité et de morbidité en 2000-2001 [8].

La PC est due à une lésion non progressive et définitive sur un cerveau en développement. La sévérité et la zone de la lésion influencent les troubles moteurs retrouvés chez ces enfants. Il existe trois formes d'atteintes cliniques :

1- **Forme spastique** : Elle représente la forme clinique la plus fréquente [9]. Elle est due à une atteinte du motoneurone supérieur [2], à l'origine des voies motrices descendantes vers la moelle épinière. La spasticité se traduit par une augmentation du tonus musculaire dépendante de la vitesse. On retrouve généralement une résistance dite « lame de canif » ainsi qu'un réflexe ostéo-tendineux vif. Elle peut être de type [10] :

- a. Hémiplégique : Atteinte unilatérale du membre inférieur et supérieur;
- b. Diplégique : Atteinte bilatérale des membres inférieurs;
- c. Quadriplégique : Atteinte bilatérale des membres inférieurs et supérieurs.

2- **Forme dyskinétique** : Elle est due à une atteinte au niveau des noyaux gris centraux. On y associe les cas de choréoathétose et de dystonie. Dans le cas de choréoathétose, on retrouve des mouvements spontanés, irréguliers et tortillés. Dans le cas de dystonie, on retrouve des

contractions spasmodiques involontaires amenant des postures anormales et des mouvements répétitifs [2].

- 3- **Forme ataxique** : On y retrouve des cas d'ataxie pure ou d'ataxie spastique. Elle est due à une lésion du cervelet et de ses voies descendantes [2]. Elle est associée à une perte de coordination lors des mouvements volontaires [9], [11].

La présente étude se concentrera sur la PC de forme diplégie spastique étant donné qu'il s'agit de la forme clinique la plus fréquente chez les enfants avec la PC.

### **2.1.2 Spasticité et fonction**

La spasticité a été définie comme due à une exagération du réflexe d'étirement dépendante de la vitesse du mouvement [12]. Ainsi, chez les enfants avec une PC de forme spastique, on retrouve une augmentation du tonus musculaire non volontaire lors de l'étirement d'un muscle. Les amplitudes de mouvement sont alors limitées, et la croissance des muscles est inhibée par la résistance à l'étirement [2]. Au cours de la croissance, ceci entraîne des changements dans les propriétés visco-élastiques des cellules musculaires, et provoque des déformations telles que des contractures musculaires, des dislocations articulaires [13], des torsions des os longs, et une dégénération prématuée des articulations des membres inférieurs [14].

La PC de forme spastique présente généralement certaines limitations fonctionnelles dues aux atteintes du motoneurone supérieur [2], dont voici les principaux :

- 1- **Mauvais contrôle moteur / Trouble de la coordination**: Étant donné l'atteinte dans la matière blanche des voies pyramidales responsables des mouvements volontaires, on retrouve un contrôle moteur sélectif déficient. Ce mauvais contrôle est dans la plupart des cas plus sévère au niveau distal, et les muscles biarticulaires sont généralement plus touchés [2].
- 2- **Faiblesse musculaire** : Les voies pyramidales connectées aux motoneurones sont essentielles pour générer une certaine force musculaire. Il est suggéré qu'une activation incomplète des motoneurones alpha ainsi qu'une capacité réduite à recruter les unités motrices pour une contraction musculaire expliquerait la faiblesse musculaire [2]. Ainsi, des dommages dans les voies pyramidales, tels qu'un nombre réduit de connexions dû aux lésions ou une fréquence de décharge modifiée, amèneront une diminution de la force

musculaire [11]. De plus, l'activation musculaire continue due à la spasticité provoquerait un changement de fibre musculaire à contraction rapide (Type II) vers celle à contraction lente (Type I) [2]. En d'autres mots, les fibres musculaires tendent vers des fibres musculaires ayant une force de contraction moins élevée, mais étant plus résistante à la fatigue.

- 3- **Co-activation musculaire :** La co-activation se traduit par l'activation des muscles agonistes et antagonistes, et est associée à un signal persistant dans la voie corticospinale (pyramidal), c'est-à-dire la voie responsable de la stimulation des motoneurones permettant le mouvement des membres [15]. Dans l'apprentissage de la marche chez les jeunes enfants, on retrouve de la co-activation musculaire pour permettre une meilleure stabilité. Cependant, chez les enfants avec la PC, cette co-activation persiste et devient nuisible aux mouvements volontaires.
- 4- **Équilibre déficient :** Les postures adoptées par ces enfants, et leurs limitations fonctionnelles dues aux lésions cérébrales amènent des troubles de l'équilibre [2]. Pour les enfants atteints principalement au niveau distal, la hanche permet de compenser pour maintenir le tronc en équilibre [16]. Une certaine instabilité latérale peut aussi apparaître, et amène alors des compensations avec des mouvements du tronc lors de la marche. Il s'agit du trouble moteur le plus nuisible à la marche, la rendant moins efficiente [17].
- 5- **Marche déficiente :** Les problèmes de coordination et de contrôle moteur volontaire, de co-activation et de faiblesse musculaire ainsi que l'équilibre précaire amènent des troubles de la marche chez les enfants atteints de PC de forme spastique. Plusieurs patrons de marche, décrits dans la section 2.3, peuvent être adoptés par les enfants et ainsi influencer leur développement et leur autonomie. La marche chez les enfants avec la PC, tous patrons de marche confondus, a été décrite comme inefficiente [18] étant donné la grande dépense énergétique demandée pour marcher malgré les limitations fonctionnelles. Des analyses quantifiées de la marche sont de plus en plus effectuées pour guider les traitements à offrir à ces enfants dans le but d'augmenter l'autonomie, et améliorer le niveau fonctionnel.

## 2.2 Analyse de la marche chez les enfants atteints de PC

### 2.2.1 Principes de l'analyse quantifiée de la marche (AQM)

L'AQM permet d'obtenir des données objectives et précises sur le patron de marche des individus. À partir de modèles biomécaniques, il est possible de calculer les angles, les moments de force et les puissances aux articulations, le déplacement du centre de masse (CM) ainsi que l'activité musculaire durant la marche. L'AQM est pertinente au niveau clinique pour évaluer la sévérité ou l'origine d'une atteinte, et pour suivre l'évolution de la marche ou l'évaluer à la suite d'une intervention [19].

L'AQM peut se faire à partir d'un système de caméras optoélectroniques et de marqueurs réfléchissants permettant d'obtenir les valeurs d'angle aux articulations. Ces caméras sont généralement combinées à des plateformes de force mesurant la force de réaction du sol, qui après traitement, peuvent donner les moments de force et la puissance générée aux articulations. Finalement, le système est complété avec l'utilisation d'un système d'électromyographie pour avoir l'information sur le temps d'activation musculaire ainsi que sur le patron d'activation durant un cycle de marche (Figure 1).

Préalablement à toute analyse, les caméras du système optoélectronique doivent être calibrées. Une première calibration vise d'abord à déterminer les caractéristiques géométriques et optiques de chaque caméra. La seconde calibration vise ensuite à déterminer la position et l'orientation de chacune des caméras dans l'espace du laboratoire. Cette étape situe les caméras dans l'espace, et permet de connaître la position d'une caméra par rapport aux autres [20].

En général, des caméras sont disposées de façon à projeter des lumières infrarouges dans un volume donné. Cette lumière est réfléchie sur des marqueurs réfléchissants positionnés sur le participant au niveau de repères anatomiques précis. Le déplacement des marqueurs positionnés sur le corps du participant est repéré par les caméras, et est traité dans un logiciel d'analyse du mouvement. Au moins deux caméras doivent repérer chaque marqueur pour que l'information soit traitée et représentée en 3D.



Figure 1 Système de caméras optoélectroniques combinées à des plateformes de force et à un système d'électromyographie.

Une fois le déplacement des marqueurs enregistré, une approche fonctionnelle ou une approche prédictive peuvent être utilisées pour calculer les centres articulaires [21]. L'approche fonctionnelle est basée sur la géométrie du mouvement [15]. Un ensemble de marqueurs est positionné sur les individus, et ceux-ci doivent effectuer un ensemble de mouvement dans les 3 plans avec leur membre pour permettre de repérer le centre articulaire. Des optimisations et des moyennes des données acquises durant cette étape de calibration sont utilisées pour retrouver les centres articulaires. Cependant, cette approche est moins applicable avec des individus présentant des troubles musculo-squelettiques, un équilibre précaire, un mauvais contrôle moteur, de la spasticité et des contractures limitant l'amplitude de mouvement comme les enfants avec la PC. Elle prolonge aussi grandement la durée du protocole, et s'applique donc difficilement avec une population pédiatrique moins fonctionnelle et très fatigable. Dans le cas d'une approche prédictive, un modèle anthropométrique combiné à un modèle biomécanique permettent d'identifier la position des centres articulaires pour en suivre les mouvements. Elle se base sur des régressions

linéaires utilisant les dimensions des segments pour retrouver les centres articulaires [22]. Cette dernière approche est celle utilisée dans la présente étude.

Les **modèles anthropométriques** permettent de définir les segments pour l'analyse du mouvement, ainsi que les paramètres segmentaires inertIELS, c'est-à-dire la distribution des masses, les centres de masse et les moments d'inertie de chaque segment [23]. Des données de longueur et largeur des segments doivent être fournies pour chaque participant, car elles varient en fonction du sexe, de l'origine ethnique, de l'âge ainsi que de la constitution de chacun [24]. Deux types de modèles anthropométriques sont utilisés dans la littérature: les modèles proportionnels, basés sur des régressions linéaires [25], [26], et les modèles géométriques basés sur la modélisation de plusieurs segments en formes géométriques [27]. Des tables anthropométriques ou des modèles mathématiques, développés à partir de ces modèles, sont utilisés pour calculer le poids, le centre de masse ainsi que le rayon de giration des segments proportionnellement à leur longueur ou au poids du corps. Cependant, les modèles développés proviennent d'études effectuées sur des cadavres humains [28] ou d'études auprès d'une population saine de jeunes adultes [25]–[27]. Ainsi, l'utilisation de ces tables est quelque peu limitée pour évaluer les paramètres segmentaires inertIELS d'une population pédiatrique atteinte de troubles musculo-squelettiques, étant donné la différence de constitution corporelle entre des enfants et de jeunes adultes, ainsi que la présence d'atrophie musculaire, de contracture musculaire ou de déformation osseuse chez ces enfants. Le développement d'une table anthropométrique ou de modèle mathématique pour cette population serait à envisager pour permettre une meilleure évaluation des paramètres segmentaires inertIELS de ces enfants.

De multiples **modèles biomécaniques** sont utilisés dans la littérature pour calculer la cinématique et la cinétique en 3D. Les plus répandus [29], [30] utilisent les segments proximaux pour reconstruire les segments distaux. En d'autres mots, la position du bassin détermine la position du centre articulaire de la hanche, et celle-ci influence celle du genou. Au niveau de la cinétique, ces modèles appliquent la dynamique inverse, c'est-à-dire que la position, l'orientation et l'accélération du pied ainsi que son centre de masse et la force de réaction du sol à son extrémité distale permettent de calculer les moments de force à la cheville, et les données à la cheville permettent le calcul au genou [31]. Le modèle Plug-in Gait (Vicon Motion Systems, Oxford, UK) utilisé dans la présente étude est basé sur le modèle de Davis [29] et définit la cinématique et la cinétique des membres inférieurs en se basant sur les principes décrits ci-haut.

Bien que l'AQM fournisse des données pertinentes pouvant guider les traitements chez les enfants avec la PC, les modèles biomécaniques ainsi que le système utilisé comportent certaines limites. D'abord, le placement des marqueurs influence grandement les données d'angles aux articulations. Par exemple, les coordonnées d'alignement de la cuisse influencent les données de rotation de hanche, de varus/valgus du genou ainsi que de flexion/extension du genou lorsqu'on utilise le placement de marqueurs des modèles conventionnels [32]. Ainsi, un mauvais placement du marqueur de la cuisse peut créer une fausse rotation de la hanche dans les données du modèle biomécanique. Ensuite, la répétabilité des différents modèles biomécaniques utilisés en AQM à des fins cliniques a été évaluée chez des populations saines. Cependant, la répétabilité des mesures auprès d'une population clinique présentant des déformations osseuses et des contractures n'a été rapportée que dans un laboratoire de marche [33] et reste à être validée dans la littérature [34]. Puis, la calibration du modèle d'un enfant avec des troubles musculo-squelettiques peut s'avérer moins précise lorsqu'on utilise des modèles basés sur une population adulte saine. En effet, les données d'anthropométrie, tel que discuté précédemment, peuvent être moins ajustées à la population pédiatrique avec des troubles musculo-squelettiques. De plus, la localisation des centres articulaires peut aussi être moins précise étant donné les déformations osseuses. Celles-ci influencent la position réelle du centre articulaire par rapport à la position calculée à partir des marqueurs à l'aide d'une équation de régression linéaire. Par exemple, le centre articulaire de la hanche calculé par régression à partir de la position du bassin peut être inadéquatement évalué en présence d'une dysplasie de la hanche ou d'une déformation du bassin [34]. Finalement, des artefacts de mouvement des tissus mous peuvent apparaître au travers des données. En effet, bien que les marqueurs soient fixés vis-à-vis des repères osseux, les mouvements de la peau et des muscles au cours de la marche amènent un décalage par rapport au mouvement réel des os. Malgré ces quelques limites, l'AQM s'avère tout de même une technique fiable et objective permettant d'obtenir des données précises quant au patron de marche des enfants pour guider les thérapies. L'interprétation des résultats doit simplement tenir compte de ces limites en fonction de la constitution et des atteintes de chaque enfant.

## 2.2.2 Terminologie utilisée en analyse quantifiée de la marche

L'analyse quantifiée de la marche nécessite l'utilisation de certains termes spécifiques pour l'analyse et l'interprétation des données. Cette partie du mémoire vise à définir ces termes afin de faciliter la compréhension dans les prochains chapitres.

**Cycle de marche :** Le cycle de marche débute lors du premier contact initial d'un pied, et se termine au prochain contact de ce même pied au sol. Les cycles de marche sont normalisés et exprimés en pourcentage de cycle de 0 à 100%. Les pourcentages référencés dans les prochaines définitions correspondent aux valeurs de référence. Le cycle de marche est divisé en deux parties : la phase d'appui et la phase de balancement (Figure 2) [2].

**Phase d'appui :** Cette phase décrit la période entre le contact initial (0%) jusqu'au décollement des orteils (60%). Elle se divise en une première phase de double appui, durant laquelle les deux pieds touchent au sol (0-10%), d'une phase de simple appui (10-50%), et d'une seconde phase de double appui avant le décollement des orteils (50-60%).

**Phase de balancement :** Cette phase décrit la période entre le décollement des orteils (60%) et le prochain contact initial (100%). La jambe est alors en balancement pour revenir vers l'avant.

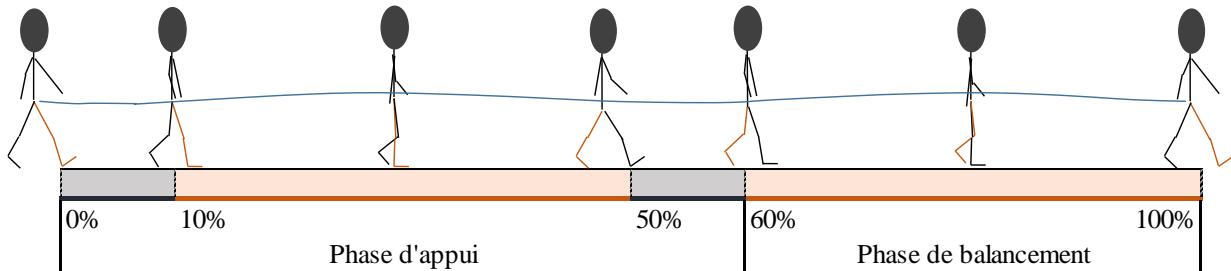


Figure 2 Illustration d'un cycle de marche décomposé en phase d'appui et en phase de balancement et du déplacement du centre de masse.

**Centre de masse (CM):** Ce point est une référence pour représenter la position moyenne des masses de l'ensemble des segments du corps. L'AQM permet de suivre son déplacement, sa vitesse et son accélération en médiolatéral, antéropostérieur, et à la verticale. Les mouvements du CM permettent de décrire l'efficience et la qualité d'un patron de marche (Figure 2) [35].

**Plan frontal** : Ce plan sépare la partie antérieure de la partie postérieure du corps. Il permet de visualiser les mouvements d'un corps observé de face et de dos, comme l'abduction/adduction de la hanche.

**Plan sagittal** : Ce plan sépare la moitié gauche de la moitié droite du corps. Il permet de visualiser les mouvements d'un corps observé de côté, c'est-à-dire la flexion/extension des articulations.

**Plan transverse** : Ce plan est perpendiculaire au corps humain, et en sépare la partie supérieure de la partie inférieure. Il permet de visualiser les mouvements d'un corps en rotation, comme la rotation du bassin.

**Cinématique** : Évaluation du mouvement des segments, en particulier les angles aux articulations dans les trois plans, ainsi que le déplacement du CM(Figure 3) [31].

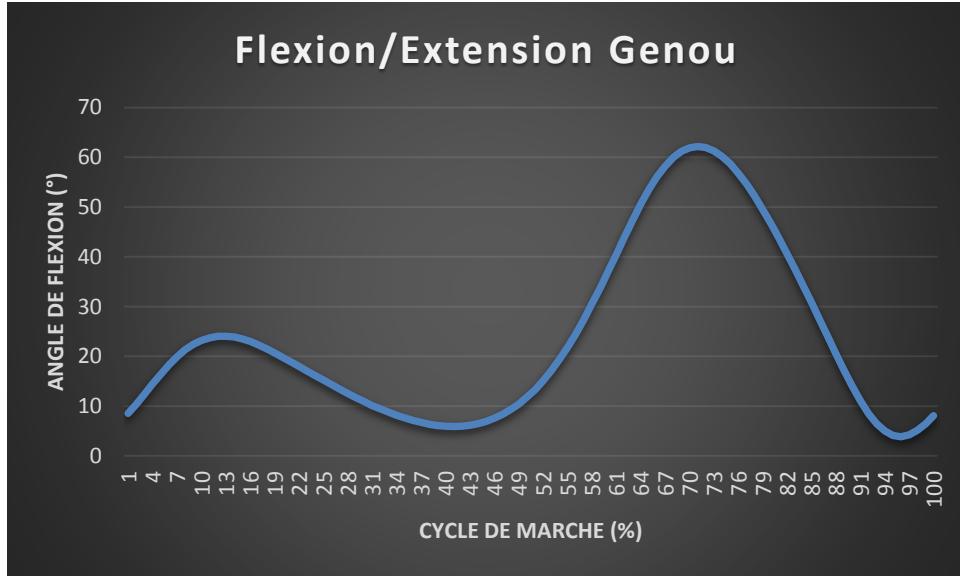


Figure 3 Cinématique du genou durant un cycle de marche d'enfants sains dans le plan sagittal.

**Moment de force** : Rotation d'une force autour d'une articulation. Les moments de force permettent d'évaluer les contraintes aux articulations dans les trois plans. Ils sont obtenus à partir de la force de réaction au sol mesurée sur des plateformes de force.

*Moments de force externes* : Dus aux interactions du corps et des forces provenant de l'extérieur, c'est-à-dire la force de la gravité, de la force de réaction du sol, et des forces de frottements.

*Moments de force internes* : Dus aux interactions des différents éléments du corps humain, tels que les tendons et muscles, ainsi que les os et cartilages [31].

Les données de moment de force ne seront pas analysées dans la présente étude.

**Puissance** : Produit d'un moment de force d'une articulation et de la vitesse angulaire. La puissance permet d'évaluer la capacité de générer de la puissance au niveau des différentes articulations, par exemple la génération de puissance à la cheville permettant la propulsion au décollement des orteils. Les données de puissance ne seront pas analysées dans la présente étude.

**Électromyographie (EMG)** : Il s'agit de l'analyse de l'activité musculaire. Cette mesure permet d'évaluer le temps d'activation d'un muscle donné dans un cycle de marche ainsi que la présence de co-activation musculaire. Cette méthode se base sur la mesure de l'activité électrique des muscles à partir d'électrodes disposées à des repères précis sur le corps des individus. Les données d'EMG ne seront pas analysées dans la présente étude.

## 2.3 Classification de la marche chez les enfants avec une PC

Plusieurs systèmes de classification sont disponibles en se basant sur la condition clinique des enfants, ou sur des données de cinématique ou de cinétique obtenues à partir d'une AQM. Le « **Gross Motor Functional Classification System** » (GMFCS) [36] permet la classification fonctionnelle des atteintes sur cinq niveaux. Le niveau I correspond aux enfants plus fonctionnels, et le niveau V aux enfants moins fonctionnels. Les caractéristiques de chacun des niveaux varient en fonction de plusieurs groupes d'âge. Le « **Functional Mobility Scale** » [37] permet la classification fonctionnelle des enfants sur trois distances : 5 m, 50 m et 500 m. Ces distances correspondent à des déplacements quotidiens tels que de se déplacer dans la chambre, à l'école ou au centre commercial. L'évaluation de 6 critères décrivant les capacités de marche du patient est nécessaire pour chaque distance.

Les classifications basées sur des données cinématiques utilisent des données objectives d'angles aux articulations plutôt que les capacités fonctionnelles de l'enfant. Un indice global de la qualité de la marche a été développé par Schwartz et al [38] à partir des données de cinématique du bassin dans les trois plans, de la hanche dans les trois plans, et du genou ainsi que de la cheville dans le

plan sagittal. L'indice « **Gait Deviation Index** » permet donc de décrire la qualité de la marche en soulignant sa différence par rapport à une marche non-pathologique.

La classification **de Sutherland et Davids** [39] se base sur la cinématique du genou pour séparer les anomalies de la marche en quatre patrons de marche distincts :

- a. « **Jump knee** » : Correspond à une augmentation de la flexion du genou en début d'appui, suivie d'une extension du genou en milieu et fin d'appui. Ce patron de marche est fréquent chez les enfants avec une diplégie spastique, et les auteurs l'associent à un tonus augmenté des ischios-jambiers et des triceps suraux.
- b. « **Crouch knee** » : Correspond à une augmentation de la flexion du genou tout au long du cycle de marche. Les auteurs l'associent à des contractures au niveau des ischios-jambiers ainsi qu'à une faiblesse musculaire des quadriceps et des triceps suraux.
- c. « **Stiff knee** » : Correspond à une extension excessive et une amplitude de mouvement réduite au genou durant la phase de balancement. Les auteurs l'associent à des contractures au niveau du droit fémoral.
- d. « **Recurvatum knee** » : Correspond à une extension excessive du genou en milieu et fin d'appui. La cheville est généralement en équin. Les auteurs remarquent une hyperextension au genou associée à une hyperactivité des triceps suraux.

Par la suite, **Rodda et al.** [40] ont amélioré cette classification en se basant sur la cinématique de la cheville, puis du genou, de la hanche et du bassin. L'étude a suggéré cinq groupes présentant des patrons de marche différents dans des cas de diplégie spastique (Figure 4) :

- a. Groupe I, « **True Equinus** » : Correspond à une cheville en équin, et un genou en extension complète ou en recurvatum. La hanche peut s'étendre complètement et l'amplitude de mouvement du bassin correspond aux valeurs de référence.
- b. Groupe II, « **Jump Gait** » : Correspond à une cheville en équin, en particulier en fin d'appui. Le genou et la hanche s'avèrent en flexion en début d'appui, puis développent une extension incomplète. Les mouvements du bassin correspondent aux valeurs de référence.
- c. Groupe III, « **Apparent equinus** » : Correspond à une cheville avec une amplitude de mouvement régulière, mais un genou et une hanche en flexion excessive tout au long de la phase d'appui. Le bassin correspond aux valeurs de référence.

- d. Groupe 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 (Figure 5).
- e. Groupe V, « **Asymmetric gait** » : Correspond à un patron de marche asymétrique, c'est-à-dire que les jambes présentent les caractéristiques de deux groupes différents.

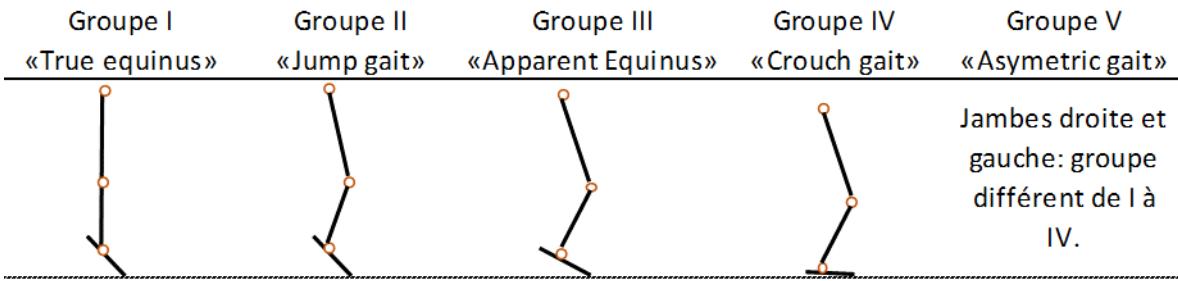


Figure 4 Représentation graphique des 5 groupes de patron de marche décrits dans les cas de diplegie spastique. (Image adaptée de Rodda et al. 2004)

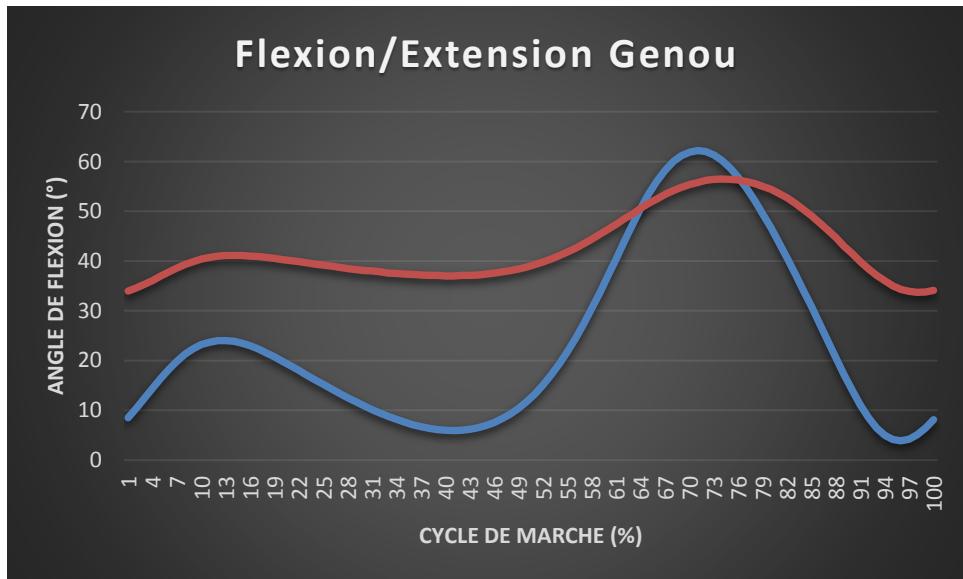


Figure 5 Cinématique du genou durant un cycle de marche dans le plan sagittal représentant un patron de marche sain et « crouch ». Bleu : patron de marche sain; Rouge : « crouch gait »

La présente étude se concentrera sur le patron de marche dit « crouch gait ». Il est à noter que le terme « crouch gait » a évolué dans la littérature de façon à englober toute marche présentant une flexion excessive des genoux durant le cycle de marche [41]. Ce patron de marche est l'un des plus

communs chez les enfants avec une PC de forme de diplégie spastique, en touchant plus de la moitié de ces enfants [3]. De surcroît, ce patron de marche amène des contraintes nuisibles à la marche (section 2.4) pouvant mener à une détérioration de la marche à long terme [7].

## 2.4 Analyses quantitatives de la marche « Crouch gait »

La marche « crouch gait » a été liée à plusieurs facteurs, tels qu'un contrôle moteur déficient, des déformations osseuses, un mauvais bras de levier, ainsi que de la spasticité ou de la faiblesse musculaire [2]. Ce patron de marche requiert une plus grande force au niveau des quadriceps, force qui augmente avec la sévérité de l'affaissement des membres inférieurs [42]. En effet, une certaine force est nécessaire aux extenseurs du genou, car, combinés aux fléchisseurs plantaires, ils représentent les principaux responsables du support du poids corporel, de l'accélération du CM vers le haut, ainsi que de la modulation de l'accélération vers l'avant durant la phase d'appui [43], [44]. Le moyen fessier contribue aussi fortement au support en milieu d'appui et à l'accélération vers l'avant [44]. Cependant, il présente une capacité diminuée à supporter le corps contre la gravité chez les enfants avec la PC [45]. On retrouve également souvent chez ces enfants une faiblesse musculaire au niveau des triceps suraux [46]. Ainsi, une faiblesse musculaire à l'ensemble de ces groupes musculaires nuit au support du poids corporel et à l'accélération durant la marche. De plus, l'activité musculaire constante liée à la spasticité et la position fléchie des enfants marchant en « crouch gait » réduisent l'efficacité du mécanisme de modulation de l'accélération [43]. Donc, l'activité musculaire excessive et la faiblesse musculaire présentes chez ces enfants sont probablement liées à la position affaissée des membres inférieurs et nuisent à une marche fonctionnelle.

À partir d'une simulation effectuée sur un modèle musculo-squelettique, il a été démontré que la position affaissée limite la capacité des muscles à générer une accélération permettant l'extension de la hanche [45] et du genou [47], mais augmente la génération de forces horizontales [48]. En effet, cette position semble malgré tout apporter certains avantages permettant la production de plus grandes forces de réaction du sol dans le plan transverse, et ainsi permettre aux enfants de générer de nouveaux mouvements pour compenser les atteintes fonctionnelles associées à la PC [48].

Des compensations dues à une faiblesse musculaire entraînent cependant une augmentation du travail musculaire et un déséquilibre dans les moments de force aux articulations au cours d'une marche non-pathologique [49]. Chez les enfants marchant en « crouch gait », on retrouve des moments de force internes prolongés aux extenseurs du genou [5]. Il a été rapporté chez les enfants avec une PC de type diplégie spastique que 80% de la variance du moment de support était expliquée par une relation linéaire avec la flexion du genou. En d'autres mots, les enfants avec une PC de type diplégie spastique marchant en « crouch gait » utilisent leurs extenseurs du genou pour éviter de s'affaisser sur les membres inférieurs [6]. Cette position fléchie des membres inférieurs augmente cependant la demande musculaire durant la marche [47], [4].

Vu l'augmentation de la demande musculaire ainsi que la position affaissée de ces enfants, des contraintes indésirables aux articulations, en particulier au genou, sont à supposer. Une augmentation des forces de compression tibio-fémorales a été remarquée chez les enfants marchant en « crouch gait » avec une flexion de genou de 35° ou plus [50]. Cette augmentation des forces tibio-fémorales est due à l'augmentation de la force des quadriceps nécessaire pour supporter le corps durant la marche de ces enfants. Elle amène un chargement patello-fémoral plus important, et peut mener à des douleurs au genou [50].

La prévalence de la douleur au genou chez les enfants avec la PC est d'environ 21% [51]. Il a été rapporté que cette douleur n'est pas toujours liée à une marche avec les genoux fléchis, mais qu'elle est associée à de la spasticité provoquant des contractures aux ischios-jambiers dans la plupart des cas [52]. On retrouve aussi une forte corrélation entre l'extension patello-fémorale, la patella alta ainsi que des douleurs au genou au niveau antérieur [53]. Bien que ces observations concernent la population atteinte de PC en général, il est possible de supposer la présence de douleurs au genou chez les enfants marchant en « crouch gait » en particulier. En effet, la position de leurs membres inférieurs, le chargement patello-fémoral important, ainsi que les moments de force prolongés et inadéquats aux articulations peuvent mener à des douleurs.

Les études ayant évalué la marche ou la posture chez les enfants atteints de PC marchant en « crouch gait » ont pour la plupart utilisé des simulations basées sur des modèles musculo-squelettiques et des enregistrements d'une marche non-continue. Aucune étude n'a rapporté comment évoluait ce patron de marche lors des déplacements quotidiens de ces enfants. Pourtant, de comprendre comment évolue le patron de marche s'avère utile dans la décision de traitement

visant à améliorer la marche et à en maintenir l'autonomie. D'autant plus que la flexion des genoux et des hanches chez les enfants marchant en «crouch gait» tend à augmenter avec l'âge étant donné l'augmentation du poids du corps, et peut mener à des changements inadéquats au niveau musculaire ainsi qu'au niveau de la mise en charge [7]. Ainsi, les enfants marchant en «crouch gait» sont sujets à une détérioration de la marche à long terme, mais il se pourrait qu'ils soient aussi à risque d'une détérioration de leur patron de marche lors des déplacements quotidiens.

Donc, les enfants avec la PC présentent une faiblesse musculaire, et la démarche «crouch gait» sollicite grandement les muscles durant la marche. Les enfants développent des compensations provoquant des contraintes indésirables au niveau du genou qui peuvent mener avec l'âge et la croissance à une détérioration de la marche à long terme. Il est aussi possible que le patron de marche se détériore lors d'une marche continue sur une courte distance, augmentant ainsi les risques de dommages aux articulations lors des déplacements quotidiens.

## **CHAPITRE 3 RATIONNELLE DU PROJET**

### **3.1 Résumé de la problématique**

Le patron de marche « crouch gait » chez les enfants avec la PC requiert un travail et une force musculaire supplémentaire, en plus d'amener des contraintes excessives au niveau des genoux. Jusqu'à maintenant, plusieurs études se sont concentrées sur ce patron de marche pour évaluer le travail musculaire, les contraintes articulaires, et la force nécessaire pour supporter le poids et pour accélérer le CM. Ces études se sont basées sur des simulations effectuées à partir d'un modèle musculo-squelettique pour évaluer les conséquences à long terme de la marche ou de la posture « crouch » selon le niveau de force musculaire et la sévérité de l'atteinte. Cependant, aucune étude n'a rapporté comment évolue ce patron de marche au cours d'un exercice de marche continue représentatif des distances parcourues quotidiennement. Pourtant, ces informations pourraient guider la réadaptation de ces enfants en mettant en évidence comment améliorer la marche durant les déplacements quotidiens afin de diminuer les contraintes néfastes aux articulations.

### **3.2 Objectif général**

Évaluer l'impact d'un exercice de marche continue sur de la démarche « crouch gait » chez des enfants atteints de PC.

#### **3.2.1 Objectifs spécifiques**

- 1- Évaluation de l'impact d'un exercice de marche de 6 minutes sur la cinématique du tronc, du bassin, des hanches, des genoux, et des chevilles.
- 2- Évaluation de l'impact d'un exercice de marche de 6 minutes sur le déplacement vertical du CM.

#### **3.2.2 Hypothèses**

Les enfants avec la PC marchant en « crouch gait » seront plus accroupis à la fin de l'exercice de marche. Ceci se traduira par une plus grande flexion du genou durant la phase d'appui après l'exercice de marche.

### **3.2.3 Développement des compétences**

- 1- Apprentissage de l'utilisation synchronisée des équipements d'un laboratoire d'analyse du mouvement.
- 2- Génération de résultats à partir du modèle cinématique « Plug-in Gait » du corps humain disponible au laboratoire.
- 3- Recrutement et analyse quantifiée de la marche de tous les participants de l'étude, et de participants supplémentaires pour de futures études.
- 4- Analyse de la biomécanique du patron de marche « crouch gait ».

## CHAPITRE 4 MÉTHODE COMPLÉMENTAIRE

### 4.1 Résumé de la méthode de l'article

La méthode est décrite en détail dans l'article contenu dans le Chapitre 5 à la section 5.4. L'étude inclut 7 enfants avec une diplégie spastique qui marchaient en «crouch gait» avec une flexion des genoux  $\geq 15^\circ$  durant la phase d'appui. Les participants étaient de niveau GMFCS II et III, et ne devaient pas avoir eu d'injection de toxine botulique depuis 6 mois, ni de chirurgie orthopédique depuis 1 an. L'étude incluait également 7 enfants sains sans problème orthopédique. Les caractéristiques des participants sont décrites dans la table 1 contenue dans la section 5.4.

Des marqueurs étaient placés sur des repères anatomiques des enfants selon le modèle Plug-in Gait (Vicon Motion Systems, Oxford, UK). Les enfants devaient marcher le long d'un corridor de 10m afin d'enregistrer la cinématique, la cinétique ainsi que l'EMG. Ensuite, ils devaient marcher de façon continue autour d'un parcours de 25m durant 6 minutes, à vitesse confortable. Cet exercice était considéré comme représentatif des distances parcourues quotidiennement.

En effet, selon la «Functional Mobility Scale» [37], une distance de 5m est considérée comme équivalente à se déplacer dans la chambre à coucher; une distance de 50m est équivalente à se déplacer dans la classe ou dans l'école; et une distance de 500m est équivalente à se déplacer au centre d'achat [37]. Ainsi, en marchant autour du parcours de 25m durant 6 minutes, la distance parcourue se rapprochait des déplacements quotidiens pour les enfants de tous les niveaux fonctionnels. De plus, le 6-minute walk test traditionnel exigeant de parcourir la plus grande distance en 6 minutes est validé chez les enfants avec la PC [54], et démontre ainsi la capacité de ces enfants à marcher durant 6 minutes. Donc, l'exercice de 6 minutes de notre étude, exigeant de marcher à vitesse confortable, s'avérait possible pour la plupart des enfants évalués et permettait aux enfants de tous les niveaux fonctionnels de parcourir une distance représentative du quotidien.

Les paramètres spatio-temporels, la cinématique ainsi que le déplacement du CM ont été comparés avant et à la fin de l'exercice de 6 minutes. «Avant l'exercice» correspond à la marche le long du corridor de 10m, et «à la fin de l'exercice» correspond à l'enregistrement effectué au dernier tour de l'exercice autour du parcours de 25m (Figure 7). Les paramètres de la cinématique n'ont été analysés que dans le plan sagittal pour éviter l'erreur statistique due à l'évaluation d'un grand nombre de paramètres en présence d'un petit échantillon. La position verticale du CM a été évaluée

afin de valider un possible affaissement, se traduisant par la diminution de la position de l'ensemble des masses des segments. L'analyse statistique effectuée sur 14 jambes pour chaque groupe est décrite dans l'article à la section 5.4.

Figure 6 Parcours effectués durant l'AQM (rouge) et l'exercice de 6 minutes (jaune)

## 4.2 Modèle cinématique et traitement des données

### 4.2.1 Modèle cinématique Plug-in Gait

Le modèle Plug-in Gait (Vicon Motion Systems, Oxford, UK) a été utilisé pour évaluer la cinématique durant la marche. Ce modèle est composé d'un modèle cinématique pour les membres inférieurs, basé sur Davis et al [29], et d'un modèle cinématique pour les membres supérieurs. Seul le modèle des membres inférieurs sera développé dans cette section. Le modèle utilise la trajectoire des marqueurs disposés sur le corps des participants, et génère des marqueurs virtuels à partir de cette trajectoire et des mesures anthropométriques des participants. Ces marqueurs virtuels définissent les segments rigides du modèle selon un système de coordonnées à l'origine du segment, dans la direction de l'axe antérieur, de l'axe latéral, et de l'axe proximal ou vertical [29].

Les mesures nécessaires pour paramétriser le modèle spécifiquement au participant sont la masse corporelle et la grandeur, la longueur des jambes, la largeur des genoux, des chevilles, des coudes, et des poignets, l'épaisseur de la main ainsi que la distance entre l'acromion et le centre articulaire de l'épaule. Chacune de ces mesures anthropométriques permet de définir les centres articulaires et les segments de façon personnalisée à chaque participant. Une fois les mesures anthropométriques ajoutées au modèle, il est possible de faire un enregistrement statique afin de définir les segments qui seront utilisés durant les enregistrements dynamiques.

L'enregistrement statique permet de définir sept segments rigides au niveau des membres inférieurs : le bassin, la cuisse droite et gauche, la jambe droite et gauche ainsi que le pied droit et gauche [29]. Chacun de ces segments est défini selon un système de 3 axes partant de l'origine du segment. Par exemple, l'origine de la cuisse correspond au centre articulaire du genou, son axe Z correspond à la direction du centre articulaire du genou vers celui de la hanche, son 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, et l'axe des Y correspond à la direction perpendiculaire à

l'axe Z et X (Figure 6). Ces segments rigides seront par la suite utilisés pour calculer les angles au niveau des articulations durant les enregistrements dynamiques.

Le modèle des membres inférieurs Plug-in Gait utilise les angles absolus pour le bassin et les pieds. Des angles relatifs sont par la suite utilisés entre deux segments, par exemple l'angle entre la cuisse et la jambe définit l'angle de l'articulation du genou.

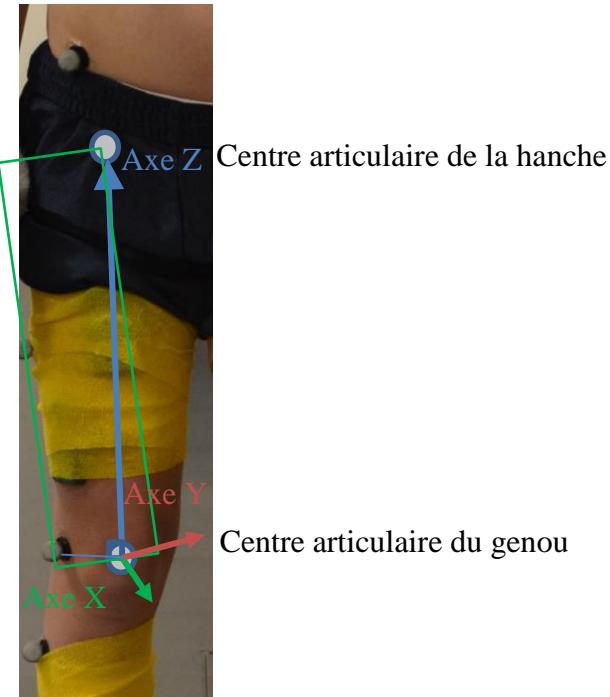


Figure 7 Système de référence de la cuisse selon les 3 axes

Ce modèle étant basé sur les modèles conventionnels [29], il comporte certaines limites lors de l'application à une population pédiatrique ayant des déformations osseuses, tel que décrit dans la section 2.2.1. Il s'avère tout d'un même l'un des modèles le plus répandu pour l'AQM.

#### 4.2.2 Traitement des données

À la suite des enregistrements dynamiques, les données des trajectoires des différents marqueurs doivent être traitées. D'abord, les marqueurs manquants à certains instants de l'enregistrement ont été corrigés de deux façons à l'aide du programme Nexus (Vicon Motion Systems, Oxford, UK) selon le nombre d'instants manquants. La première façon estime la trajectoire du marqueur durant les instants manquants à partir d'une fonction « spline ». La seconde façon estime la trajectoire du marqueur durant les instants manquants en se basant sur la trajectoire d'un autre marqueur adjacent.

Puis, une fois les trajectoires reconstruites, les données sont filtrées selon une routine décrite par Woltring [55]. Celle-ci est basée sur des fonctions d'interpolation « spline » de cinquième ordre. La quantité de lissage sur les données bruitées est déterminée par les moyennes d'une validation croisée généralisée ou de l'erreur quadratique moyenne de prédiction. La validation croisée généralisée permet d'estimer le bruit et de trouver les paramètres optimaux de lissage tandis que l'erreur quadratique moyenne de prédiction estime l'erreur par rapport à la valeur réelle. Finalement, après le lissage des trajectoires, la routine « Dynamic Plug-in Gait model » est utilisée afin de définir des paramètres pour la cinétiqe, non abordée dans ce mémoire, les rayons de giration du thorax et du bassin, et pour appliquer aux enregistrements dynamiques les segments et les centres articulaires repérés en statique.

Les données étaient considérées comme inutilisables dans les situations suivantes: (1) la flexion du genou d'une des deux jambes du participant n'était pas maintenue à 15° ou plus lors de la phase d'appui; (2) un marqueur était perdu et il était impossible de le reconstruire précisément; (3) une aide technique faisait trop de reflets autour des marqueurs et empêchait une bonne reconstruction; (4) le cycle de marche comporte des données aberrantes comparativement aux autres cycles utilisés pour la moyenne; (5) la marche enregistrée n'est pas valide étant donné un manque de coopération ou une incapacité de l'enfant.

### **4.3 Électromyographie**

L'AQM effectuée avec les 14 participants de l'étude incluait aussi la mesure de l'activité musculaire. Ainsi, des électrodes de surface sans fil (FREEMG, BTS Engineering, Italie) ont été posées sur 5 muscles des membres inférieurs : Droit fémoral, semitendineux, tibial antérieur, gastrocnémien latéral, et moyen fessier. Ces groupes musculaires représentent les principaux groupes musculaires utilisés durant la marche. Le droit fémoral est fléchisseur de la hanche et extenseur du genou; le semitendineux est fléchisseur du genou, et extenseur de la hanche; le tibial antérieur permet la flexion dorsale du pied ainsi que l'inversion du pied; le gastrocnémien latéral permet la flexion plantaire du pied; le moyen fessier permet l'abduction de la hanche et la stabilisation du bassin lors de la phase de simple appui [56]. Il est à noter que certains muscles profonds, tels que le tibial postérieur, auraient été intéressants à évaluer. Cependant, l'utilisation d'électrodes de surface empêchait l'EMG des muscles profonds et limitait la mesure aux muscles superficiels. L'activité musculaire a été enregistrée de façon synchronisée durant les allers-retours

le long des corridors de 10 mètres, ainsi qu'à chaque deux tours de l'exercice de 6 minute de marche (Figure 7). Les données d'activité musculaire durant l'exercice de 6 minutes de marche n'ont pas été analysées dans la présente étude et seront traitées dans une future publication.

#### **4.4 Cinétique**

Puis, l'AQM incluait l'enregistrement de la cinétique de la marche, aussi synchronisée avec la cinématique, à partir de plateformes de force (Optima, AMTI, Watertown, USA) encastrées au sol. À partir de ces données synchronisées, il est possible de mesurer les moments de force et les puissances articulaires chez les enfants n'utilisant pas d'aide technique. Les enfants devaient marcher sur ces plateformes de force sans le savoir afin d'enregistrer une marche naturelle. Étant donné le petit échantillon de participants avec la PC marchant sans aide technique dans la présente étude, aucune corrélation entre la cinétique et les changements de cinématique n'a été effectuée.

#### **4.5 Force musculaire isométrique**

Préalablement à l'AQM, des mesures de force musculaire isométrique ont été acquises à l'aide d'un dynamomètre portable. Les groupes musculaires évalués étaient : les fléchisseurs/extenseurs des genoux, et les fléchisseurs/extenseurs et abducteurs de la hanche. Ces groupes musculaires correspondent aux mêmes groupes mesurés avec l'EMG puisqu'ils représentent les principaux groupes musculaires utilisés durant la marche. Dû au petit échantillon de l'étude, aucune corrélation entre la force musculaire et les changements de cinématique n'a été effectuée. Les valeurs de force musculaire des participants avec la PC sont rapportées en N/Kg.

## **CHAPITRE 5 ARTICLE I IMPACT OF A SHORT WALKING EXERCISE ON GAIT KINEMATICS IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY WALKING IN CROUCH GAIT**

Cet article a été soumis le 15 juillet 2015 dans la revue « Gait & Posture », une revue de référence en analyse du mouvement en réadaptation pédiatrique. L’article présente les impacts d’un exercice de 6 minutes de marche sur la cinématique des membres inférieurs d’enfants avec la PC marchant en « crouch gait ». Des enfants avec la PC et des enfants sains ont donc participé à une AQM se terminant par un exercice de marche continue de 6 minutes.

Elsevier Editorial System(tm) for Gait and Posture  
Manuscript Draft

Manuscript Number:

Title: Impact of a short walking exercise on gait kinematics in children with cerebral palsy walking in crouch gait

Article Type: Original Paper

Keywords: Cerebral palsy; crouch gait; flexed-knee; walking exercise; kinematics

Corresponding Author: Mrs. Audrey Parent,

Corresponding Author's Institution: École Polytechnique de Montréal

First Author: Audrey Parent

Order of Authors: Audrey Parent; Maxime Raison; Annie Pouliot-Laforte; Pierre Marois; Désirée B. Maltais; Laurent Ballaz

**Abstract:** The aim of this study was to assess the impact of a short walking exercise on gait kinematics in children with bilateral spastic cerebral palsy (CP) who walk with a crouch gait. A more severe crouch gait was expected after the walking exercise. Seven ambulatory children with bilateral spastic CP, and seven typically developing children (TD) were included. They were asked to walk 6 minutes, around a 25-meter long path. The walk was performed at a self-selected pace. The following outcome measures were taken before and at the end of the 6-minute walking exercise: (1) walking speed, cadence, and step length; (2) maximal and minimal flexion-extension angles of the trunk, pelvis, hip, knee and ankle during stance; (3) flexion-extension angles of the trunk, pelvis, hip, knee and ankle at initial contact; and (4) vertical position of the body center of mass. Comparisons were made between and within groups. There was no significant difference between walking speed before and after the walking exercise. Knee flexion and ankle dorsiflexion increased significantly after the walking exercise in children with CP. Children with CP who walk with a crouch gait were more crouched at the end of a 6-minute walking exercise performed at their self-selected speed. This study highlighted the relevance of investigating gait patterns changes during activities reflective of daily mobility.

Suggested Reviewers: Katherine M. Steele  
University of Washington  
kmsteele@uw.edu

Meta Nyström Eek University  
of Gothenburg meta.nystrom-  
eek@vgregion.se

Audrey Parent <sup>a,b</sup>, Maxime Raison <sup>a,b</sup>, Annie Pouliot-Laforte <sup>b,c</sup>, Pierre Marois <sup>b</sup>, Désirée B. Maltais<sup>d,e</sup>, Laurent Ballaz <sup>b,f</sup>

<sup>a</sup> Department of Mechanical Engineering, École Polytechnique de Montréal,

<sup>b</sup> CHU Sainte-Justine (CRME)

<sup>c</sup> Department of Biological Sciences, Université du Québec à Montréal (UQÀM),

<sup>d</sup> Department of Rehabilitation, Université de Laval,

<sup>e</sup>Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration

<sup>f</sup> Department of Exercise Sciences, Université du Québec à Montréal (UQÀM)

Corresponding author :

Audrey Parent

Centre de réadaptation Marie-Enfant – CHU Sainte-Justine

Centre de recherche

5200 rue Bélanger Est

Montréal (Québec), Canada

H1T 1C9

## 5.1 Abstract

The aim of this study was to assess the impact of a short walking exercise on gait kinematics in children with bilateral spastic cerebral palsy (CP) who walk with a crouch gait. A more severe crouch gait was expected after the walking exercise. Seven ambulatory children with bilateral spastic CP, and seven typically developing children (TD) were included. They were asked to walk 6 minutes, around a 25-meter long path. The walk was performed at a self-selected pace. The following outcome measures were taken before and at the end of the 6-minute walking exercise: (1) walking speed, cadence, and step length; (2) maximal and minimal flexion-extension angles of the trunk, pelvis, hip, knee and ankle during stance; (3) flexion-extension angles of the trunk, pelvis, hip, knee and ankle at initial contact; and (4) vertical position of the body center of mass. Comparisons were made between and within groups. There was no significant difference between walking speed before and after the walking exercise. Knee flexion and ankle dorsiflexion increased significantly after the walking exercise in children with CP. Children with CP who walk with a crouch gait were more crouched at the end of a 6-minute walking exercise performed at their self-selected speed. This study highlighted the relevance of investigating gait patterns changes during activities reflective of daily mobility.

**Keywords:** Cerebral palsy, crouch gait, flexed-knee, walking exercise, kinematics

## 5.2 Introduction

Cerebral palsy (CP) represents a group of non-progressive disorders due to lesions or abnormalities of the brain in the developing foetus or infant [1]. CP is related to abnormal motor control resulting in posture and movement disorders [2]. These impairments are often associated with abnormal muscle tone, deformities, and muscle weakness [3], which result in deterioration of functional abilities including walking [4].

Crouch gait, characterized by an excessive hip and knee flexion [5], is one of the most common walking pattern reported in children with bilateral CP [6]. This flexed-knee gait results in an increase of the joint constraint which also increases with crouch gait severity [7]. The larger internal extension moments required to maintain this posture, especially at the knee joint [8], represent a potentially harmful muscle stress. Moreover, excessive mechanical stress around this joint may lead to skeletal deformities during growth [9], patellar stress fractures [10,11], and pain [12].

Hence, limiting excessive lower extremity flexion during walking may reduce secondary adaptations and preserve mobility function and quality of life.

Given the increased muscle force requirement related to crouch gait [13,14], children with CP may also be prone to early onset of fatigue. Decreased muscle strength generation of the extensor muscle groups due to muscle fatigue could in turn result in a more severe crouch gait pattern. Such an adaptation could be anticipated even during short walking distances due to the muscle weakness that accompanies CP [13]. A better understanding of gait adaptation during short walking exercise could therefore provide relevant information that could aid in identifying potential harmful musculoskeletal adaptations in children with CP who walk in crouch gait. The aim of this study was to evaluate the impact of a short walking exercise on gait in children with CP who walk in a crouched posture. It was hypothesized that the children would walk with a more severe crouch gait after a short walking exercise.

### **5.3 Methods**

The study included seven youth with bilateral spastic CP who walk in crouch gait (age: 12 (3) years; weight: 34 (9) kg; height: 146 (18) cm). Participants were classified in Gross Motor Function Classification System (GMFCS) levels II (n= 4) and III (n=3), meaning they were ambulatory, but they had limitations in basic walking skills. The participants with GMFCS level III required external support during walking, unlike those with GMFCS level II [15] . Inclusion criteria were a diagnosis of spastic bilateral CP, the ability to walk during 6 minutes with or without support, and the presence of knee flexion greater than 15° throughout the stance phase of gait [16]. Exclusion criteria were surgery intervention during the last 12 months and inability to walk without orthosis. Seven typically developing (TD) youth were also included. All participants' characteristics are reported in Table 1. This study was approved by the Research Ethics Board of Sainte-Justine Hospital.

Table 1 Participants' characteristics. Abbreviations: F- Female; GMFCS – Gross Motor Function Classification System; M – Male.

<b>Participants</b>	<b>Gender</b>	<b>Age (years)</b>	<b>Mass (kg)</b>	<b>Height (cm)</b>	<b>GMFCS</b>	<b>Assistive device</b>
<b>Spastic bilateral CP</b>						
1	F	9.0	21	124	III	Walker
2	M	9.7	30	133	II	None
3	M	10.4	31	134	II	None
4	F	11.8	35	137	III	Walker
5	M	14.0	43	165	II	None
6	M	15.0	47	165	II	None
7	M	16.1	32	163	III	Canes
<b>Mean</b>	-	<b>12.3</b>	<b>34</b>	<b>146</b>	-	-
<b>Typically developed</b>						
1	F	8.8	24	121	-	None
2	M	9.3	27	134	-	None
3	M	11.3	31	143	-	None
4	M	11.9	43	159	-	None
5	M	12.3	41	159	-	None
6	M	12.6	40	143	-	None
7	F	12.6	29	132	-	None
<b>Mean</b>	-	<b>11.3</b>	<b>33</b>	<b>142</b>	-	-

#### *Six-minute walking exercise (6mwe)*

Children were asked to walk barefoot during six minutes at their self-selected comfortable velocity around a 25-meter path. This exercise was considered as representative of possible daily walking distances [17]. Standardized encouragements were provided at the third minute.

### *Measurements*

The kinematic gait analysis was performed before and at the end of the 6mwe. Reflective markers, corresponding to the Plug-in-Gait kinematic model (Vicon Motion Systems, Oxford, UK), were placed on each participant by the same experienced assessor. Markers were not removed throughout the protocol. The “before” 6mwe measures were taken while children walked barefoot along a 10-m walkway before the 6mwe. The “after” measures were taken during the last lap of the 6mwe, on the straight part of the path. Both walks were performed at self-selected comfortable speed. A 12-camera motion capture system (T40Sx Vicon, Oxford) sampled at 100Hz was used to measure the marker displacements. The data were further analyzed with Nexus 1.8.5 and Polygon 4.1 softwares (Vicon Motion System, Oxford, UK) to obtain the trunk, pelvic and lower limbs joint angles, as well as the center of mass (COM) vertical displacements. The average of at least three gait cycles was used for the analyses.

The outcome measurements were (1) the walking speed, cadence, and step length; (2) the maximal and minimal flexion-extension angles of the trunk, pelvis, hip, knee, and ankle during stance; (3) the flexion-extension angles of the trunk, pelvis, hip, knee and ankle at initial contact; and (4) the vertical position of the body COM, which was normalized to children’s height.

### *Statistical analysis*

All datasets were tested for normative distribution by using the Shapiro-Wilk test. Values were summarized using descriptive statistics. Either paired Student’s T-tests or Wilcoxon signed-rank tests were used to compare the spatio-temporal and kinematic gait data before and at the end of the 6mwe depending on the normality of the distribution. Independent Students T-tests or Mann Whitney U tests were used to compare groups’ characteristic, and the variation of all gait parameters between groups. In all cases, the alpha level of statistical significance was set at p value inferior to 0.05. No correction for multiple comparisons was conducted. However, the effect size was reported along with exact p values. Effect size was calculated by dividing the difference between the means for the outcome variable by the pooled SD and was interpreted in accordance with Cohen’s guidelines: 0.20 as small, 0.50 as moderate, and 0.80 as large. Statistical analysis of the spatio-temporal data and the hip, knee, and ankle joint angles were based on 14 limbs in each group. The trunk, pelvis and COM changes were based on seven participants in both groups, except

the COM and the trunk data in the CP group, which were based on six participants because of trunk missing markers after the 6mwe.

## 5.4 Results

The age, height and mass were not significantly different between children with CP and TD children ( $p>0.05$ ). All children completed the 6mwe. During the 6mwe, children with CP and TD children walked 276 (122) m and 471 (45) m, respectively. In both groups, walking speed did not change significantly when comparing before and after the 6mwe ( $p>0.05$ ). In children with CP, the knee flexion and ankle dorsiflexion increased significantly at the end of the walking exercise, whereas in children with TD the knee flexion decreased ( $p<0.05$ ). The spatio-temporal and kinematic gait parameters are reported before and at the end of the 6mwe in Table 2. The within and between group differences as well as the effect sizes are also shown in Table 2.

## 5.5 Discussion

The present study aimed to evaluate changes in the lower limbs kinematic variables at the end of a walking exercise considered as representative of daily walking distances [17]. At the end of a 6mwe performed at comfortable pace, the knee flexion and the ankle dorsiflexion during stance phase increased, and the COM vertical position decreased in children with CP. Hence, children walking in crouch gait were more crouched at the end of 6 minutes of continuous walking than beforehand. The present study is the first to report gait modification after a walking exercise in children with CP who walk with crouch gait. This indicate how their gait may progress during daily walking distances, and how therapy could be specified to improve their daily displacements. These changes in kinematics were not due to a modification of speed, cadence or step length by the end of 6 minutes of walking (Table 2). Although significant changes were observed at the knee and ankle joints, no changes were found at the hip joint. Several hypotheses can explain this result.

Table 2 Comparison of spatio-temporal, kinematic and COM position data before and after the 6mwe in children with CP.

Spatio-temporal and Kinematic data	Children with CP			TD children			Within group comparison			Between group variation comparison			
							Children with CP		TD children		P value		
	Before 6mwe	After 6mwe	Variation	Before 6mwe	After 6mwe	Variation	P value	Cohen's d	P value	Cohen's d	Cohen's d		
Walking speed (m/s)	0.79 (0.23)	0.77 (0.30)	-0.02 (0.14)	1.23 (0.12)	1.26 (0.10)	0.03 (0.09)	0.414 <sup>a</sup>	0.08	0.290	-0.28	0.246 <sup>a</sup>	-0.44	
Cadence (step/min)	101.97 (18.91)	98.41 (22.03)	-3.56 (10.32)	123.86 (12.49)	126.57 (12.27)	2.71 (7.35)	0.219	0.18	0.208 <sup>a</sup>	-0.23	0.000*	-0.73	
Step length (m)	0.46 (0.12)	0.46 (0.15)	0.01 (0.08)	0.60 (0.05)	0.60 (0.04)	0.01 (0.03)	0.797	0,00	0.523	0,00	0.000*	0.00	
Trunk angles (°)	Initial contact	9.1 (11.4)	10.8 (11.3)	0.4 (2.7)	2.3 (3.7)	2.4 (2.2)	0.1 (1.7)	0.758	-0.16	0.924	-0.04	0.814	0.15
	Minimum during stance	3.3 (17.3)	2.1 (19.3)	-1.2 (5.5)	0.7 (4.3)	0.8 (3.3)	0.1 (1.3)	0.602	0.07	0.866 <sup>a</sup>	-0.03	0.591	-0.37
	Maximum during stance	12.6 (13.6)	13.5 (13.1)	0.9 (1.9)	3.0 (3.4)	3.1 (1.9)	0.1 (2.0)	0.326	-0.07	0.866 <sup>a</sup>	-0.04	0.513	0.44
Pelvis angles (°)	Initial contact	16.2 (9.2)	13.1 (7.5)	-3.1 (3.3)	14.6 (3.2)	14.4 (3.2)	-0.3 (0.8)	0.044*	0.40	0.393	0.07	0.061	-1.26
	Minimum during stance	14.0 (9.4)	12.7 (7.5)	-1.3 (4.6)	12.8 (3.3)	12.4 (3.6)	-0.4 (1.2)	0.495	0.17	0.398 <sup>a</sup>	0.13	0.644	-0.29
	Maximum during stance	20.6 (9.9)	23.6 (15.4)	3.0 (14.8)	15.6 (4.0)	15.2 (3.5)	-0.4 (1.3)	0.617	-0.25	0.439	0.11	0.56	0.35
Hip joint angles (°)	Initial contact	48.1 (8.8)	48.9 (10.1)	0.8 (3.1)	37.9 (5.1)	37.1 (5.1)	-0.8 (2.0)	0.334	-0.09	0.146	0.16	0.035 <sup>a*</sup>	0.66
	Minimum during stance	12.1 (9.9)	14.2 (13.9)	2.1 (7.0)	-6.6 (2.9)	-6.6 (2.8)	0.0 (0.9)	0.281	-0.18	0.887	-0.01	0.291	0.43
	Maximum during stance	48.7 (9.6)	49.3 (10.6)	0.6 (3.3)	38.0 (5.2)	37.4 (5.2)	-0.6 (2.3)	0.533	-0.06	0.365	0.11	0.299	0.41
Knee joint angles (°)	Initial contact	40.2 (12.4)	44.3 (17.9)	4.0 (9.6)	8.9 (4.5)	7.1 (5.3)	-1.8 (1.9)	0.124 <sup>a</sup>	-0.27	0.003*	0.38	0.043*	0.87
	Minimum during stance	31.8 (11.6)	38.0 (17.6)	6.2 (9.8)	5.9 (4.7)	4.5 (4.4)	-1.4 (1.8)	0.026 <sup>a*</sup>	-0.43	0.011*	0.32	0.012*	1.13
	Maximum during stance	46.3 (11.7)	52.11(15.1)	5.8 (7.7)	24.4 (5.5)	23.6 (5.8)	-0.7 (2.2)	0.014*	-0.45	0.233	0.13	0.008*	1.21
Ankle joint angles (°)	Initial contact	2.9 (9.0)	3.9 (9.3)	1.0 (2.0)	-3.0 (3.5)	-2.8 (3.4)	0.2 (2.6)	0.083	-0.12	0.817	-0.05	0.334	0.39
	Minimum during stance	1.1 (10.8)	3.0 (10.5)	1.9 (3.5)	-4.6 (3.3)	-5.2 (3.6)	-0.6 (1.8)	0.064	-0.19	0.266	0.16	0.008 <sup>a*</sup>	0.91
	Maximum during stance	18.2 (8.9)	20.2 (9.3)	1.9 (1.9)	12.7 (5.2)	13.1 (4.8)	0.3 (1.7)	0.002*	-0.22	0.468	-0.07	0.03*	0.90
<b>Center of mass data</b>													
Normalized COM vertical position (%)													
	Minimum	51.7 (2.2)	50.2 (2.9)	-1.5 (1.0)	53.1 (1.1)	52.6 (0.9)	-0.5 (0.3)	0.014*	0.65	0.005*	0.55	0.046 <sup>a*</sup>	-0.16
	Maximum	54.5 (2.3)	53.3 (3.0)	-1.2 (1.0)	55.9 (0.9)	55.2 (0.8)	-0.6 (0.2)	0.041*	0.47	0.000*	0.85	0.668 <sup>a</sup>	-0.78
Mean	Mean	53.2 (2.5)	51.8 (2.9)	-1.5 (1.0)	54.5 (0.9)	53.9 (0.8)	-0.6 (0.2)	0.013*	0.60	0.000*	0.73	0.116 <sup>a</sup>	-1.52

<sup>a</sup> Wilcoxon signed rank test and Mann-Whitney U Test

\* Significant difference: p<0.05

This may be related to the pelvic anteversion which was significantly reduced at initial contact after the walking exercise. Since the hip angle is related to the pelvic position, a decreased pelvic anteversion may reduce the effect of increased knee flexion on the hip joint. The use of walking aids by 3 participants may also contribute to the absence of significant changes at the hip. Hand support may help the child to maintain an upright trunk position which could result in a decrease of the pelvic anteversion, and thereby minimized hip flexion. Finally, despite the severe selection criteria of the present study, the gait pattern variability among the participants with CP may explain that no change was found at the hip joint (Table 2).

The kinematic changes in children with CP may be related to muscle weakness, which may result in early onset of fatigue. The more severe crouch gait reported at the end of the 6mwe in the present study could be related to an inability to accelerate the COM upward due to weakness of knee extensors and ankle plantarflexors muscle groups [16]. In children with CP, hip abductor and ankle plantarflexor strength have been reported as the best predictors for the gross motor function measure (GMFM) in dimension D (standing), and knee flexors and hip abductors strength as the best predictors for GMFM in dimension E (walking, jumping, running) [18]. Hence, weakness and fatigue of these muscle groups could influence the capacity of maintaining an upright position, and may explain the more severe crouched posture observed after the 6mwe. An electromyography analysis is required to quantify muscle fatigue progression during continuous walking exercise and to quantify the impact of fatigue on crouch gait.

Crouch gait has been proposed as an advantage for stability and body support knowing the continuous muscle activity due to spasticity [19]. Children with CP walking in crouch gait activate their support muscles throughout single-limb stance[19]. Since a crouched posture requires constant muscle activation, children with CP may adopt this support strategy facilitated by spasticity with the objective of increasing stability. The more crouched posture reported after the 6mwe may be adopted to increase stability during a continuous walk. Children may rely on the continuous muscle activity to maintain their posture. Crouched posture is also known to limit the ability of muscles to generate hip and knee extension [14], but it also allows to generate a larger ground reaction force [20]. This may give the possibility to generate new movements in transverse plane to compensate for functional limitations, like an athlete who adopt crouched posture in sport to facilitate the generation of movements in all planes [20]. After the 6mwe, the limited hip and knee extension could be compensated by the more crouched posture in order to generate movement

in the transverse plane to continue to walk. Hence, the kinematic changes observed in the present study could enhance stability and movement generation during a continuous walking exercise.

However, even if crouch gait may provide advantages for stability and movement generation, the increased severity of crouch gait at the end of the 6mwe may be associated with increased stress around the joints. Important compressive tibiofemoral forces were found in children walking with moderate and severe crouch gait [7]. Furthermore, the knee extensor and ankle plantarflexor strengths required to walk upright increase with crouch severity [13,16]. Thus, children with CP who walk more crouched at the end of a 6mwe are likely to generate greater muscle and joint stresses during daily displacements than their TD peers. The results of the present study highlight the relevance of studying the gait pattern adaptation to better understand the effects of interventions designed to improve walking function in children with CP who walk in a crouch gait and potentially improve the results of these interventions.

In TD children, a decrease of the knee flexion at initial contact and during stance phase was found. To authors' knowledge, such adaptations have never been reported in TD children after a continuous walking exercise. This decrease of the knee flexion could be explained by gait kinematic adaptations appearing during a continuous walking exercise. A more extended posture at the end of the 6mwe could be considered as a strategy to minimize extension moment generation and thereby extensor muscle stress during the loading stance phase. This result at knee joint in TD children is opposed to that of children with CP at the end of the 6mwe. Surprisingly, whereas lower limb joints exhibited more extension during stance, the COM vertical position in TD children decreased. This COM vertical position decrease could be related to trunk or upper extremities movement modifications, which result in body mass position modification.

This study had some limitations that need to be considered when interpreting the results. First, the study included a small sample of children with crouch gait. This study focused on children with bilateral spastic CP with a flexed-knee greater than 15 degrees throughout the stance phase of gait. It is highly relevant to evaluate a specific gait pattern since many different gait patterns are observed in children with CP, but this criterion decreased the number of children eligible for the study. Second, gait was evaluated in the barefoot condition to eliminate variability among the

children that could have resulted from the effects of different orthosis and shoes. Since shoes are typically worn for walking activities outside of the home and since three of the participants usually wore orthosis, the generalizability of these results to everyday walking activities is somewhat limited. Future work is needed to evaluate the effects of children's orthoses and shoes on adaptions to gait following exercise. Third, no correction for multiple statistical analysis were done, but the p-value and the effect size are reported for all the outcome measurements.

This study presented kinematic changes at the knee and ankle joint at the end of a 6mwe. Unlike TD children, the children with CP walked more crouched at the end of the walking exercise. These results give relevant information on gait progression during daily displacements, which could guide walking rehabilitation and treatment. Further studies including muscle strength, dynamic and electromyographic parameters are needed to go forward in the understanding of gait adaptation mechanisms. This could give relevant information to understand the progression of crouch gait during daily movement, and to support the kinematic changes reported in the present study.

### **Conflict of interest statement**

The authors had no conflict of interest.

### **Acknowledgements**

The authors wish to thank MEDITIS program (FONCER-CRSNG) for its financial support.

They also thank the medical and administrative staff of Sainte-Justine UHC (CRME) as well as all children and parents who participated to this study.

## **5.6 References**

- [1] Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, Leviton A, Paneth N, Dan B, et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Dev Med Child Neurol* 2005;47:571–6.

- [2] Beckung E, White-Koning M, Marcelli M, McManus V, Michelsen S, Parkes J, et al. Health status of children with cerebral palsy living in Europe: a multi-centre study. *Child Care Health Dev* 2008;34:806–14.
- [3] Gage JR, Schwartz MH, Koop SE, Novacheck TF. *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. John Wiley & Sons; 2009.
- [4] Scrutton D, Damiano D, Mayston M. *Management of the Motor Disorders of Children with Cerebral Palsy*. Mac Keith Press; 2004.
- [5] Rodda JM, Graham HK, Nattrass GR, Galea MP, Baker R, Wolfe R. Correction of Severe Crouch Gait in Patients with Spastic Diplegia with Use of Multilevel Orthopaedic Surgery. *J Bone Jt Surg* 2006;88:2653–64.
- [6] Wren TAL, Rethlefsen S, Kay RM. Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy: influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery. *J Pediatr Orthop* 2005;25:79–83.
- [7] Steele KM, DeMers MS, Schwartz MH, Delp SL. Compressive tibiofemoral force during crouch gait. *Gait Posture* 2012;35:556–60.
- [8] Lin C-J, Guo L-Y, Su F-C, Chou Y-L, Cherng R-J. Common abnormal kinetic patterns of the knee in gait in spastic diplegia of cerebral palsy. *Gait Posture* 2000;11:224–32.
- [9] Carter DR. Mechanical loading history and skeletal biology. *J Biomech* 1987;20:1095–109.
- [10] Perry J, Antonelli D, Ford W. Analysis of knee-joint forces during flexed-knee stance. *J Bone Joint Surg Am* 1975;57:961–7.
- [11] Topoleski TA, Kurtz CA, Grogan DP. Radiographic abnormalities and clinical symptoms associated with patella alta in ambulatory children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 2000;20:636–9.

- [12] Rethlefsen SA, Nguyen DT, Wren TAL, Milewski MD, Kay RM. Knee Pain and Patellofemoral Symptoms in Patients With Cerebral Palsy. *J Pediatr Orthop* 2015;35:519–22.
- [13] Steele KM, van der Krog MM, Schwartz MH, Delp SL. How much muscle strength is required to walk in a crouch gait? *J Biomech* 2012;45:2564–9.
- [14] Hicks JL, Schwartz MH, Arnold AS, Delp SL. Crouched postures reduce the capacity of muscles to extend the hip and knee during the single-limb stance phase of gait. *J Biomech* 2008;41:960–7.
- [15] Rosenbaum PL, Walter SD, Hanna SE, Palisano RJ, Russell DJ, Raina P, et al. Prognosis for gross motor function in cerebral palsy: creation of motor development curves. *JAMA* 2002;288:1357–63.
- [16] Steele KM, Seth A, Hicks JL, Schwartz MH, Delp SL. Muscle contributions to vertical and fore-aft accelerations are altered in subjects with crouch gait. *Gait Posture* 2013;38:86–91.
- [17] Graham HK, Harvey A, Rodda J, Nattrass GR, Pirpiris M. The Functional Mobility Scale (FMS). *J Pediatr Orthop* 2004;24:514–20.
- [18] Eek MN, Beckung E. Walking ability is related to muscle strength in children with cerebral palsy. *Gait Posture* 2008;28:366–71.
- [19] Steele KM, Seth A, Hicks JL, Schwartz MS, Delp SL. Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait. *J Biomech* 2010;43:2099–105.
- [20] Hoang HX, Reinbolt JA. Crouched posture maximizes ground reaction forces generated by muscles. *Gait Posture* 2012;36:405–8.

## CHAPITRE 6 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES

Bien qu'aucune corrélation n'ait été effectuée entre la force musculaire aux membres inférieurs et les changements au niveau de la cinématique, la force musculaire a tout de même été rapportée pour les enfants avec la PC (Table 3). On remarque une faiblesse musculaire au niveau des 5 groupes musculaires évalués chez ces 7 enfants avec la PC marchant en « crouch gait » comparativement aux données contrôles [57].

Table 3 Force musculaire (N/Kg) mesurée chez les enfants avec la PC.

<b>Groupes musculaires</b>	<b>Position du participant</b>	<b>Position du dynamomètre</b>	<b>N</b>	<b>Moyenne (ET) (N/kg)</b>
Fléchisseurs de la hanche	Couché sur le dos, hanche et genou fléchis à 90°, pieds sur un support.	Antérieur, 3 cm au-dessus de l'épicondyle fémoral latéral.	7 (14 jambes)	38,4 (22,3)
Extenseurs de la hanche	Couché sur le ventre, hanche et genou en position neutre.	Postérieur, 3 cm au-dessus de l'épicondyle fémoral latéral.	6 (12 jambes)	34,5 (18,1)
Abducteurs de la hanche	Couché sur le dos, hanche et genou en position neutre.	3 cm au-dessus de l'épicondyle fémoral latéral.	7 (14 jambes)	22,2 (13,5)
Fléchisseurs du genou	Assis, genou fléchi à 90°	Antérieur, 3 cm au-dessus de la malléole latérale.	7 (14 jambes)	27,2 (18,2)
Extenseurs du genou	Assis, genou fléchi à 90°	Postérieur, 3 cm au-dessus de la malléole latérale.	7 (14 jambes)	36,4 (20,4)

## CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE

Cette étude avait pour but d'évaluer les impacts d'un exercice de marche continue sur la cinématique de la démarche dite « crouch gait » chez les enfants atteints de la PC. À ce jour, à la connaissance des auteurs, la modification du patron de marche d'un enfant avec la PC durant un exercice de marche représentatif des déplacements quotidiens n'avait pas été rapportée dans la littérature. À la fin de l'exercice de 6 minutes de marche à vitesse confortable, les enfants avec la PC s'avéraient plus affaissés. En effet, on retrouvait une flexion du genou et une dorsiflexion de la cheville augmentée, ainsi qu'un CM plus bas après l'exercice. Lorsque comparés à des enfants contrôles, les enfants avec la PC présentaient une plus grande variation des angles au genou et à la cheville durant la phase d'appui ainsi qu'au genou et à la hanche au contact initial. Les enfants contrôles quant à eux présentaient plus d'extension au genou lors du contact initial, ce qui serait probablement expliqué par une adaptation survenant durant un exercice de marche continue dans le but de diminuer les moments de force au niveau du genou. Les changements au niveau de la vitesse et de la cadence chez les enfants sains n'étant pas significativement différents, la modification de la cinématique du genou ne peut pas être expliquée par une vitesse ou une cadence plus élevée.

Pour chaque paramètre, la différence entre avant et après l'exercice a été rapportée avec la valeur exacte du p ainsi que la taille de l'effet. Tel que précisé dans l'article, la taille de l'effet peut être interprétée selon les indications de Cohen [58], c'est-à-dire un indice de 0,2 est faible, de 0,5 est modéré et de 0,8 est grand. Dans la présente étude, les différences significatives au niveau du déplacement vertical du CM pour les enfants avec la PC et pour les enfants sains varient entre un effet de taille modérée et grande. Les différences significatives au genou pour les deux groupes ont un effet de taille modérée, et celle à la cheville chez les enfants avec la PC a aussi un effet de taille modérée. Ainsi, bien que l'échantillon soit petit, les résultats significatifs obtenus varient entre un effet de taille modérée à grand.

### 7.1 Aides techniques et co-activation musculaire du tronc

L'affaissement des membres inférieurs au bout de 6 minutes de marche continue était bien représenté par l'augmentation de la flexion du genou et de la dorsiflexion de la cheville chez les

enfants avec la PC. Cependant, comme expliquée dans l'article, aucune différence significative n'a été observée à la hanche malgré l'augmentation de flexion des articulations sous-jacentes. L'utilisation d'une aide technique par 3 participants pourrait expliquer cette différence. Ces 3 participants étaient autonomes dans l'utilisation de l'aide technique Il est à noter que tous les enfants maintenaient une flexion des genoux  $\geq 15^\circ$  tout au long de la phase d'appui malgré l'utilisation de l'aide technique. Les 3 participants utilisant une aide technique ont aussi eu des modifications au niveau des genoux et des chevilles. Il est cependant possible de supposer que l'effet de l'exercice de marche continue sur ces 3 enfants ait été atténué par l'utilisation de l'aide technique par une compensation au niveau des bras. Ainsi, les résultats du groupe d'enfants avec la PC marchant en «crouch gait» évalués dans la présente étude auraient pu être atténués par l'utilisation d'aide technique, et auraient été accentués en absence de celle-ci.

Les enfants avec la PC présentent généralement une atteinte plus sévère au niveau distal, et se fient donc plus sur la hanche pour maintenir un meilleur contrôle de l'équilibre et pour progresser vers l'avant. En réponse aux perturbations d'équilibre, ils ont une co-activation importante des agonistes/antagonistes au niveau des membres inférieurs, et ils utilisent une réponse débutant par l'activation des muscles proximaux vers les muscles distaux [59]. Dans un groupe d'enfants avec la PC, utilisant pour la majorité des aides techniques, une activité prolongée des muscles du tronc a été remarquée tout au long de la phase d'appui comparativement à un groupe contrôle [60]. L'activation de certains muscles, tels que le trapèze, a été expliquée par l'utilisation d'une aide technique pour la progression vers l'avant et pour le soutien du poids du corps à partir de l'appui sur l'aide technique. Il a aussi été suggéré que l'activation excessive des muscles du tronc et de la hanche permettrait de maintenir une posture droite, et un meilleur contrôle sur le CM lors des mouvements dynamiques [60]. Pour ces raisons, les enfants avec la PC présentent un mouvement du CM et du centre de pression plus petit que les enfants contrôles [61]. Ainsi, les muscles de la hanche et du tronc présentent une activation prolongée durant le cycle de marche chez des enfants avec la PC utilisant des aides techniques à la marche dans le but de se redresser tout en contrôlant le CM vers l'avant.

Donc, l'absence de différence significative à la hanche à la fin de l'exercice de 6 minutes de la présente étude pourrait être en partie expliquée par les contractions prolongées des muscles du tronc et de la hanche chez les enfants avec la PC utilisant une aide technique. En utilisant leur aide technique, ces enfants activent peut-être leurs muscles du tronc et de la hanche pour avoir un tronc rigide et ainsi maintenir une posture droite tout en progressant vers l'avant jusqu'à la fin de l'exercice de 6 minutes. L'activation des muscles du tronc et de la hanche influence la position du bassin, et atténuerait alors l'angle de la hanche dans le plan sagittal.

## 7.2 Faiblesse, fatigue et co-activation musculaire

Les changements au niveau de la cinématique des membres inférieurs observés dans la présente étude pourraient être d'origine musculaire durant la marche, c'est-à-dire en lien avec la faiblesse, la fatigue ou la co-activation musculaire. La mesure de la force musculaire initiale et de l'activité musculaire de ces enfants durant l'exercice de marche permettrait de valider les changements au niveau de la cinématique observés dans la présente étude.

**Faiblesse musculaire.** Tel que précisé dans l'article, la faiblesse musculaire présente chez les enfants atteints de PC pourrait causer l'affaissement observé après 6 minutes de marche. En effet, la démarche « crouch gait » requiert plus de travail musculaire, et ces enfants présentent généralement une faiblesse musculaire liée aux lésions des voies pyramidales. Ainsi, il est possible qu'un manque de force générée par les muscles apparaisse après 6 minutes de marche et mène à l'affaissement.

Chez les enfants atteints de PC, les fléchisseurs plantaires représentent généralement le groupe musculaire le plus faible [46], [62]. Ce groupe musculaire, associé aux abducteurs de la hanche, permet habituellement le maintien d'une marche en position droite [42], [45]. De plus, la force musculaire au niveau des abducteurs de la hanche a été associée à une bonne capacité à marcher [63]. Puis, la force des fléchisseurs de la hanche associés aux fléchisseurs plantaires permet une bonne fonction générale traduite par un bon score GMFM-66, ainsi qu'une capacité à marcher sur le sol [62], [63]. Donc, la force musculaire au niveau des fléchisseurs plantaires et des abducteurs

ainsi que les fléchisseurs de la hanche serait à entraîner pour améliorer la marche en « crouch gait », et éviter l'affaissement observé à la fin du 6 minutes de marche.

Dans la présente étude, la force musculaire a été mesurée préalablement à l'AQM chez les enfants atteints de PC. Cependant, le petit échantillon regroupant 7 participants était trop petit pour établir des corrélations entre la force musculaire et les changements au niveau de la cinématique. Individuellement, chacun de ces enfants présentait une faiblesse musculaire généralisée au niveau des membres inférieurs, lorsque comparé à des valeurs de référence [62]. Étant donné cette faiblesse musculaire présente chez tous les enfants avec la PC de la présente étude, il est possible de supposer l'apparition de fatigue musculaire à la fin du 6-minute de marche. Cette fatigue musculaire pourrait alors être liée à l'affaissement des membres inférieurs, se traduisant par un manque de force nuisant au redressement des membres inférieurs au bout de 6 minutes.

**Fatigue musculaire.** La diminution de la force musculaire ou la diminution des fréquences dans le spectre de puissance du signal d'électromyographie peuvent être utilisées pour détecter la fatigue musculaire. Chez les enfants avec la PC, la fatigue musculaire a déjà été mesurée suite à des contractions musculaires isométriques [64], [65] ou isocinétiques [66], [67],[68]. Certaines de ces études ont remarqué une fatigue à la suite des contractions musculaires [64], [66], et d'autres une résistance à la fatigue [65], [67], [68]. Cependant, les contractions isométriques ou isocinétiques répétitives diffèrent grandement des tâches fonctionnelles qui impliquent de supporter le poids du corps et de coordonner les mouvements de plusieurs articulations en même temps [69]. Ainsi, il est tout de même possible de supposer qu'une fatigue musculaire apparaît durant l'exercice de 6 minutes de façon à entraîner l'affaissement des membres inférieurs.

L'affaissement des membres inférieurs observé à la fin de la marche de 6 minutes dans la présente étude pourrait être dû à une fatigue musculaire liée à la faiblesse musculaire et limitant la capacité des muscles à générer une extension des membres inférieurs, Il serait intéressant d'en faire l'évaluation à partir de l'EMG. En effet, l'évaluation des fréquences du signal d'EMG des muscles de ces enfants durant l'exercice pourrait détecter l'apparition de fatigue musculaire et son influence sur la démarche des enfants marchant en « crouch gait » durant les déplacements quotidiens. Cette évaluation du signal d'EMG permettrait aussi d'évaluer la présence de co-activation musculaire

indésirable des muscles antagonistes, et d'identifier si celle-ci est due à un mauvais contrôle moteur ou à une compensation. La force musculaire initiale générée par l'agoniste et antagoniste serait aussi à mesurer de façon simultanée afin d'évaluer si elle peut être liée à l'apparition de la fatigue musculaire.

**Co-activation musculaire.** La co-activation musculaire, telle que précisée dans le chapitre 2.1.2, correspond à l'activation simultanée des muscles agonistes et antagonistes. Il est possible que la position « crouch » de ces enfants amène un taux plus élevé de co-activation musculaire dans le but de maintenir une certaine stabilité. Un temps d'activation musculaire prolongé a d'ailleurs été observé chez des enfants sains maintenant l'équilibre en position « crouch » [59]. Ceux-ci présentaient un taux de co-activation musculaire plus élevé au niveau des membres inférieurs et une tendance, comme les enfants avec la PC en position « crouch », à activer les muscles proximaux avant les muscles distaux pour se stabiliser. La co-activation musculaire pourrait aussi être due au tonus musculaire élevé qui limiterait la marche, mais faciliterait le support de la masse corporelle. Il serait alors possible que cette co-activation musculaire soit augmentée durant un exercice de marche continue afin de faciliter le support de la masse corporelle et de maintenir l'équilibre face à des muscles faibles de plus en plus fatigués de marcher. Cette augmentation de la co-activation musculaire serait alors liée aux changements de cinématique observée dans la présente étude.

La faiblesse, la fatigue et la co-activation musculaires pourraient ainsi toutes en partie jouer un rôle dans les changements au niveau de la cinématique. Une évaluation de la force musculaire et de l'activité musculaire avant et à la fin du 6 minutes de marche serait pertinente pour comprendre l'affaissement des membres inférieurs.

### 7.3 Compensations et contraintes

L'augmentation de la flexion du genou et de la dorsiflexion de la cheville peut mener à des compensations visant à se maintenir en position droite tout en continuant à avancer. Cependant, ces compensations entraînent des moments de force inadéquats au niveau des articulations, en plus d'augmenter le travail musculaire [49]. Une augmentation des forces de compression tibio-fémorales a été rapportée chez les enfants avec une flexion du genou de 35° et plus durant la phase

d'appui [50]. Cette flexion du genou correspond aux valeurs retrouvées chez la moitié des enfants de la présente étude, en particulier à la fin de l'exercice de 6 minutes. Ainsi, des compressions importantes au niveau de l'articulation du genou ont lieu durant l'exercice de marche continue et pourraient devenir néfastes à long terme en entraînant une dégénération du cartilage et une fatigue prématuée des muscles. De plus, la position « crouch », en augmentant le moment de force au genou, est la cause principale d'une rupture de l'appareil extenseur du genou chez les enfants avec la PC de type diplégie spastique [70]. Bien que la douleur au genou ne soit pas toujours associée au défaut d'extension du genou [51], celui-ci est tout de même associé à une détérioration de la cinématique du genou [70]. Ainsi, une démarche « crouch gait » avec une flexion du genou de  $\geq 20^\circ$  en milieu d'appui, tel que retrouvé chez tous les enfants après les 6 minutes de marche dans la présente étude, annonce une potentielle rupture de l'appareil extenseur du genou de ces enfants [70]. Il est donc davantage pertinent d'évaluer la démarche de ces enfants à la suite d'un exercice continu de marche pour évaluer les impacts et les contraintes au niveau des articulations pouvant survenir sur des distances parcourues quotidiennement.

#### **7.4 « Crouch gait » : Position fléchie avantageuse?**

Bien que des contraintes néfastes soient appliquées aux articulations des membres inférieurs, il est possible que la position fléchie amène certains avantages pour les enfants avec la PC marchant en « crouch gait ». En effet, la position fléchie des membres inférieurs est retrouvée chez les enfants sains lors de l'apprentissage de la marche ou lors d'une nouvelle tâche motrice nécessitant une bonne stabilité. Elle est retrouvée aussi chez les adultes lorsque ceux-ci souhaitent augmenter leur stabilité pour résister à une force extérieure, par exemple se stabiliser dans un bus en mouvement. Cette même position est aussi adoptée par des athlètes cherchant à faciliter la génération d'un mouvement dans tous les plans de façon efficace [48]. Bien que cette posture accroupie limite l'accélération de l'extension de la hanche et du genou [47], elle semble permettre la génération de plus grande force de réaction du sol horizontale, c'est-à-dire dans le plan transverse [48]. Ainsi, en plus de permettre une meilleure stabilité chez les enfants avec la PC, la position fléchie des membres inférieurs permettrait de générer de nouveaux mouvements compensatoires pour contrer les limitations amenées par les contractures et les déformations osseuses [48]. Dans la présente

étude, l'affaissement des membres inférieurs après l'exercice de marche pourrait être lié à une tentative de maintenir une meilleure stabilité, et de peut-être générer de nouveaux mouvements dans le plan transverse malgré la fatigue des muscles et leurs capacités réduites à générer l'extension des genoux et des hanches. Cette position aurait alors aidé à compléter l'exercice de 6 minutes de marche continue.

De plus, étant donné l'activation prolongée de la plupart des muscles chez ces enfants due à la spasticité, il est possible que la posture fléchie soit adoptée pour utiliser l'activation prolongée des muscles pour supporter le corps, et pour permettre la propulsion vers l'avant [4]. Il se pourrait que l'augmentation de l'affaissement des membres inférieurs demande moins d'énergie à ces enfants plutôt que de contrer l'activité prolongée de la plupart des muscles. Ainsi, au bout de 6 minutes de marche, ces enfants auraient tendance à se laisser s'affaisser pour éviter de forcer contre les muscles présentant un tonus augmenté, et de plutôt les utiliser pour se soutenir contre la gravité.

## 7.5 Perspectives

Tel que précisé dans la section 7.2, l'aspect musculaire pourrait expliquer les changements au niveau de la cinématique. La relation entre la force musculaire isométrique et l'augmentation de la flexion du genou et de la cheville à la fin du 6 minutes de marche serait intéressante à évaluer. Cette possible relation pourrait valider si l'affaissement observé à la fin de l'exercice était dû à une faiblesse musculaire chez les enfants marchant en « crouch gait ». Cette faiblesse musculaire pourrait entraîner une fatigue musculaire précoce lors de l'exercice de marche. Ainsi, à partir d'une analyse spectrale du signal d'EMG des muscles des membres inférieurs, il serait possible d'observer s'il y a diminution des fréquences à la fin du 6 minutes de marche, donc s'il y a fatigue musculaire. La fatigue musculaire ajoutée à la faiblesse musculaire serait probablement liée à un affaissement des membres inférieurs à la fin de l'exercice. Puis, le taux de co-activation musculaire pourrait aussi être évalué à partir du signal EMG. Il est possible que le taux de co-activation musculaire soit modifié dans l'objectif de se stabiliser durant l'exercice de 6 minutes. Cette augmentation de la co-activation musculaire pourrait cependant augmenter la flexion du genou et de la cheville après l'exercice.

Mis à part l'aspect musculaire, il serait aussi intéressant de quantifier l'appui appliqué sur les aides techniques durant l'exercice de 6 minutes. En effet, si les enfants tentent de se redresser à l'aide de leur marchette ou de leurs cannes à la fin de l'exercice de marche, il se pourrait qu'ils utilisent un plus grand appui sur leur aide technique. En présence de faiblesse et de fatigue musculaire, il est aussi possible que les enfants supportent plus de poids sur les aides techniques plutôt que sur leurs jambes. Cette quantification des forces sur les aides techniques permettrait de mieux comprendre l'évolution de la marche et les compensations utilisées après 6 minutes de marche.

La quantification des forces est aussi pertinente pour les membres inférieurs des enfants marchant sans aide technique. Lors de l'AQM, les enfants marchent sur une plateforme de force permettant le calcul des moments de force et de la puissance générée aux articulations durant la marche. Dans le laboratoire utilisé pour la présente étude, le parcours utilisé pour la marche de 6 minutes ne permet pas d'utiliser les plateformes de force durant l'exercice de marche continue, mais il est possible de les utiliser durant l'AQM précédent l'exercice. Ainsi, la quantification des forces aux articulations durant la marche permettrait de déterminer des facteurs prédictifs de l'affaissement au bout de 6 minutes de marche continue. Parmi les enfants évalués pour la présente étude, seulement 4 enfants marchaient sans aide technique. La taille de l'échantillon était donc trop petite pour effectuer des corrélations entre les changements au niveau de la cinématique et la cinétique, c'est-à-dire les moments de force ainsi que la puissance aux articulations.

La présente étude a comparé la démarche « crouch gait » avant et à la fin de l'exercice de 6 minutes de marche. Cependant, il serait pertinent de suivre l'évolution de ce patron de marche tout au long de l'exercice, c'est-à-dire à chaque minute de l'exercice. Cette analyse permettrait ainsi de comprendre quand surviennent les changements au niveau de la cinématique, et à quel moment survient la possible fatigue musculaire ou co-activation musculaire pouvant expliquer les changements au niveau des membres inférieurs.

À partir des résultats de la présente étude, il serait possible de penser que le développement d'aides techniques instrumentées permettrait aussi de guider les thérapies et d'améliorer la marche chez ces enfants. Par exemple, une marchette ou des cannes instrumentées pourraient guider les thérapeutes sur la quantité d'appui que les enfants appliquent sur leur aide technique, et sur

l'évolution de cet appui durant un déplacement sur une courte ou une longue distance. Elle pourrait aussi offrir un retour à l'enfant l'informant sur l'orientation de l'appui et sur la qualité de son appui, à savoir s'il applique un appui asymétrique durant une marche continue. Un support visuel ou sonore pourrait être ajouté à l'aide technique pour indiquer à l'enfant sa déviation par rapport à l'appui souhaité sur l'aide technique par les physiothérapeutes et ainsi se corriger par lui-même lors des déplacements quotidiens.

Pour éviter l'affaissement des membres inférieurs, un exosquelette personnalisé selon la géométrie des jambes des enfants pourrait être développé. En effet, cet exosquelette viserait à d'abord fournir un support à la marche pour éviter l'affaissement des membres inférieurs, l'apparition de fatigue musculaire ou l'utilisation de la spasticité pour se maintenir debout. Il pourrait aussi être utilisé pour redresser peu à peu les membres inférieurs des enfants. Cet exosquelette devrait assister l'enfant dans ses mouvements, sans les remplacer, et il devrait soutenir une partie du poids du corps, sans en soutenir la totalité pour éviter une détérioration de la masse musculaire.

La détection d'une modification dans l'appui sur l'aide technique indiquant un affaissement des membres inférieurs pourrait se faire en temps réel pour ainsi guider les thérapeutes, les parents et l'enfant afin de savoir à quel moment ces modifications surviennent. Cela permettrait à l'enfant et aux parents de mieux connaître les limites de celui-ci, mais aussi favoriserait un travail continu pour améliorer les déplacements et la force musculaire. La détection de la fatigue musculaire en temps réel serait aussi intéressante à développer et à combiner à des aides techniques. Par exemple, l'exosquelette pourrait ajuster l'aide et le soutien donné à l'enfant lorsqu'il y a apparition de fatigue musculaire. Puisque l'apparition de la fatigue musculaire détectée par l'EMG survient généralement avant la perte de force, l'ajustement du soutien offert par l'exosquelette selon la fatigue permettrait peut-être à l'enfant de poursuivre une marche continue plus longtemps, et d'ainsi favoriser son autonomie à la marche.

Au niveau des orthèses offertes aux enfants marchant en crouch gait, il serait intéressant d'évaluer si ces orthèses empêchent l'affaissement des membres inférieurs à la suite d'un exercice de marche continue durant les déplacements quotidiens. Il se pourrait qu'un type d'orthèse favorise un meilleur soutien des jambes et aide les enfants à résister contre l'affaissement. Une nouvelle orthèse

pourrait aussi être développée afin de fournir le soutien nécessaire aux jambes pour compenser l'affaissement observé au bout de 6 minutes de marche. Cette orthèse devrait offrir un soutien, tout en permettant un mouvement à la cheville pour favoriser une diminution de la flexion dorsale et une possible flexion plantaire.

Ainsi, la présente étude basée la cinématique d'enfants marchant en «crouch gait» durant un exercice de marche continu a mis en évidence la présence d'un affaissement des membres inférieurs après 6 minutes. Le développement d'aide technique ou de compléments à des aides techniques existantes pourrait grandement aider les thérapies et la réadaptation de ces enfants. L'amélioration de leur marche permettrait une amélioration de leur qualité de vie et prolongerait leur autonomie.

## CHAPITRE 8 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

La présente étude avait pour but d'évaluer l'impact d'un exercice de marche de 6 minutes sur la démarche « crouch gait » chez des enfants atteints de PC. Pour ce faire, les enfants avec la PC et les enfants sains ont fait une AQM, suivie d'un exercice de marche de 6 minutes à vitesse confortable. À la fin de cet exercice, les enfants sains présentaient moins de flexion du genou durant la phase d'appui, probablement pour diminuer les moments de force au genou. À l'inverse, les enfants avec la PC marchant en « crouch gait » s'avéraient plus affaissés étant donné l'augmentation de la flexion du genou et de la cheville. La mise en évidence de changements au niveau de la cinématique à la suite d'un exercice représentatif des déplacements quotidiens est innovatrice, et amène plusieurs questions quant à la raison de l'affaissement observé ainsi qu'aux aides techniques à développer pour le corriger. Cet affaissement à la fin de l'exercice pourrait être lié à la faiblesse musculaire entraînant une fatigue précoce et une augmentation de la co-activation musculaire compensatoire. L'absence de changement significatif au niveau de la hanche est probablement expliquée par l'utilisation d'une aide technique par les enfants pour se redresser et soutenir une partie de leur poids. Quoi qu'il en soit, la position accroupie observée chez ces enfants avec la PC apparaît apporter certains avantages au niveau de la stabilité et du support du poids corporel. Cependant, l'augmentation de l'affaissement des membres inférieurs à la fin du 6 minutes de marche semble causer des contraintes néfastes au niveau des articulations, en particulier au niveau du genou. Avec la croissance, ceci peut entraîner des déformations et des douleurs aux articulations.

L'exercice de marche continue à vitesse confortable a permis d'évaluer l'évolution de la démarche lors d'une distance de marche représentative des déplacements quotidiens. Cet exercice a donc permis de cibler des articulations en particulier pour corriger la marche en « crouch gait » afin d'éviter un affaissement des membres inférieurs lors des déplacements quotidiens. L'analyse de la force musculaire, de l'électromyographie et de la dynamique de la marche mettra en évidence les muscles et les forces associés à ces articulations pour améliorer les thérapies offertes aux enfants marchant en « crouch gait ». Ce patron de marche entraînant des contraintes aux articulations et affectant l'efficience à la marche, il est important d'offrir des thérapies bien spécifiques dans l'objectif d'améliorer les déplacements quotidiens et de faciliter l'autonomie de ces enfants.

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] A. de la santé publique du C. Gouvernement du Canada, “3. Ampleur (prévalence et incidence) des affections neurologiques - Établir les connexions - Mieux comprendre les affections neurologiques au Canada - Agence de la santé publique du Canada,” 11-Sep-2014. [Online]. Available: <http://www.phac-aspc.gc.ca/publicat/cd-mc/mc-ec/section-3-fra.php>. [Accessed: 12-May-2015].
- [2] J. R. Gage, M. H. Schwartz, S. E. Koop, and T. F. Novacheck, *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. John Wiley & Sons, 2009.
- [3] T. A. L. Wren, S. Rethlefsen, and R. M. Kay, “Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy: influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery,” *J. Pediatr. Orthop.*, vol. 25, no. 1, pp. 79–83, Feb. 2005.
- [4] K. M. Steele, A. Seth, J. L. Hicks, M. S. Schwartz, and S. L. Delp, “Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait,” *J. Biomech.*, vol. 43, no. 11, pp. 2099–2105, 2010.
- [5] C.-J. Lin, L.-Y. Guo, F.-C. Su, Y.-L. Chou, and R.-J. Cherng, “Common abnormal kinetic patterns of the knee in gait in spastic diplegia of cerebral palsy,” *Gait Posture*, vol. 11, no. 3, pp. 224–232, 2000.
- [6] A. E. McNee, A. P. Shortland, L. C. Eve, R. O. Robinson, and M. Gough, “Lower limb extensor moments in children with spastic diplegic cerebral palsy,” *Gait Posture*, vol. 20, no. 2, pp. 171–176, 2004.
- [7] A. E. McNee, M. Gough, L. C. Eve, N. F. Fry, and A. P. Shortland, “Changes in joint kinetics in children with diplegic cerebral palsy,” *Gait Posture*, vol. 20, p. S81, 2004.
- [8] ICIS, “Le fardeau des maladies, troubles et traumatismes neurologiques au canada.” Institut Canadien d’Information sur la Santé, 2007.

- [9] G.-F. Penneçot, *Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral: marche normale, analyse et compréhension des phénomènes pathologiques, traitement, évaluation*. Sauramps Médical, 2009.
- [10] A. Ferrari and G. Cioni, *The Spastic Forms of Cerebral Palsy: A Guide to the Assessment of Adaptive Functions*. Springer Science & Business Media, 2009.
- [11] D. Scrutton, D. Damiano, and M. Mayston, *Management of the Motor Disorders of Children with Cerebral Palsy*. Mac Keith Press, 2004.
- [12] J. W. Lance, “Pathophysiology of spasticity and clinical experience with baclofen,” in *Spasticity: Disordered Motor Control*, Year Book Medical., Feldman R.G, Young RR, Koella WP, editors, 1980, pp. 185–203.
- [13] J. R. Gage and T. F. Novacheck, “An update on the treatment of gait problems in cerebral palsy,” *J. Pediatr. Orthop. Part B*, vol. 10, no. 4, pp. 265–274, 2001.
- [14] H. K. Graham and P. Selber, “Musculoskeletal Aspects of Cerebral Palsy,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 85-B, no. 2, pp. 157–166, 2003.
- [15] L. Lundy-Ekman, *Neuroscience: Fundamentals for Rehabilitation*. Elsevier Health Sciences, 2013.
- [16] D. A. Winter, C. D. MacKinnon, G. K. Ruder, and C. Wieman, “An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait,” *Prog. Brain Res.*, vol. 97, pp. 359–367, 1993.
- [17] M. H. Woollacott and A. Shumway-Cook, “Postural Dysfunction During Standing and Walking in Children With Cerebral Palsy: What are the Underlying Problems and What New Therapies Might Improve Balance?,” *Neural Plast.*, vol. 12, no. 2–3, pp. 211–219, 2005.
- [18] J. Rose, J. G. Gamble, A. Burgos, J. Medeiros, and W. L. Haskell, “Energy expenditure index of walking for normal children and for children with cerebral palsy,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 32, no. 4, pp. 333–340, 1990.

- [19] R. A. Brand and R. D. Crowninshield, “Comment on criteria for patient evaluation tools,” *J. Biomech.*, vol. 14, no. 9, p. 655, 1981.
- [20] L. Chiari, U. D. Croce, A. Leardini, and A. Cappozzo, “Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors,” *Gait Posture*, vol. 21, no. 2, pp. 197–211, 2005.
- [21] U. Della Croce, A. Leardini, L. Chiari, and A. Cappozzo, “Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics,” *Gait Posture*, vol. 21, no. 2, pp. 226–237, 2005.
- [22] M. Begon and P. Lacouture, “Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif.: Partie 2 : estimation des centres articulaires et détermination de la cinématique du squelette,” *Sci. Mot.*, no. 55, pp. 35–60, 2005.
- [23] M. Begon and P. Lacouture, “Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif,” *Mov. Sport Sci.*, vol. 54, no. 1, pp. 11–33, 2005.
- [24] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons, 2009.
- [25] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley, 1990.
- [26] P. de Leva, “Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandler’s data,” *J. Biomech.*, vol. 29, no. 9, pp. 1231–1233, 1996.
- [27] M. R. Yeadon, “The simulation of aerial movement—II. A mathematical inertia model of the human body,” *J. Biomech.*, vol. 23, no. 1, pp. 67–74, 1990.
- [28] J. P. Clarys and M. J. Marfell-Jones, “Anatomical segmentation in humans and the prediction of segmental masses from intra-segmental anthropometry,” *Hum. Biol.*, vol. 58, no. 5, pp. 771–782, 1986.
- [29] R. B. Davis, S. Ōunpuu, D. Tyburski, and J. R. Gage, “A gait analysis data collection and reduction technique,” *Hum. Mov. Sci.*, vol. 10, no. 5, pp. 575–587, 1991.

- [30] M. P. Kadaba, H. K. Ramakrishnan, and M. E. Wootten, “Measurement of lower extremity kinematics during level walking,” *J. Orthop. Res.*, vol. 8, no. 3, pp. 383–392, 1990.
- [31] D. A. Neumann, *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. Elsevier Health Sciences, 2013.
- [32] R. Baker, L. Finney, and J. Orr, “A new approach to determine the hip rotation profile from clinical gait analysis data,” *Hum. Mov. Sci.*, vol. 18, no. 5, pp. 655–667, 1999.
- [33] M. H. Schwartz, J. P. Trost, and R. A. Wervey, “Measurement and management of errors in quantitative gait data,” *Gait Posture*, vol. 20, no. 2, pp. 196–203, 2004.
- [34] R. Baker, “Gait analysis methods in rehabilitation,” *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 3, no. 4, 2006.
- [35] J. Feng, R. Pierce, K. P. Do, and M. Aiona, “Motion of the center of mass in children with spastic hemiplegia: Balance, energy transfer, and work performed by the affected leg vs. the unaffected leg,” *Gait Posture*, vol. 39, no. 1, pp. 570–576, Jan. 2014.
- [36] P. L. Rosenbaum, S. D. Walter, S. E. Hanna, R. J. Palisano, D. J. Russell, P. Raina, E. Wood, D. J. Bartlett, and B. E. Galuppi, “Prognosis for gross motor function in cerebral palsy: creation of motor development curves,” *JAMA*, vol. 288, no. 11, pp. 1357–1363, 2002.
- [37] H. K. Graham, A. Harvey, J. Rodda, G. R. Nattrass, and M. Pirpiris, “The Functional Mobility Scale (FMS),” *J. Pediatr. Orthop.*, vol. 24, no. 5, pp. 514–520, 2004.
- [38] M. H. Schwartz and A. Rozumalski, “The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology,” *Gait Posture*, vol. 28, no. 3, pp. 351–357, 2008.
- [39] D. H. Sutherland and J. R. Davids, “Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy,” *Clin. Orthop.*, no. 288, pp. 139–147, 1993.
- [40] J. M. Rodda, H. K. Graham, L. Carson, M. P. Galea, and R. Wolfe, “Sagittal gait patterns in spastic diplegia,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 86, no. 2, pp. 251–258, 2004.

- [41] J. M. Rodda, H. K. Graham, G. R. Nattrass, M. P. Galea, R. Baker, and R. Wolfe, “Correction of Severe Crouch Gait in Patients with Spastic Diplegia with Use of Multilevel Orthopaedic Surgery,” *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 88, no. 12, pp. 2653–2664, 2006.
- [42] K. M. Steele, M. M. van der Krog, M. H. Schwartz, and S. L. Delp, “How much muscle strength is required to walk in a crouch gait?,” *J. Biomech.*, vol. 45, no. 15, pp. 2564–2569, 2012.
- [43] K. M. Steele, A. Seth, J. L. Hicks, M. H. Schwartz, and S. L. Delp, “Muscle contributions to vertical and fore-aft accelerations are altered in subjects with crouch gait,” *Gait Posture*, vol. 38, no. 1, pp. 86–91, 2013.
- [44] M. Q. Liu, F. C. Anderson, M. G. Pandy, and S. L. Delp, “Muscles that support the body also modulate forward progression during walking,” *J. Biomech.*, vol. 39, no. 14, pp. 2623–2630, 2006.
- [45] T. A. Correa, A. G. Schache, H. K. Graham, R. Baker, P. Thomason, and M. G. Pandy, “Potential of lower-limb muscles to accelerate the body during cerebral palsy gait,” *Gait Posture*, vol. 36, no. 2, pp. 194–200, 2012.
- [46] A. J. Dallmeijer, R. Baker, K. J. Dodd, and N. F. Taylor, “Association between isometric muscle strength and gait joint kinetics in adolescents and young adults with cerebral palsy,” *Gait Posture*, vol. 33, no. 3, pp. 326–332, 2011.
- [47] J. L. Hicks, M. H. Schwartz, A. S. Arnold, and S. L. Delp, “Crouched postures reduce the capacity of muscles to extend the hip and knee during the single-limb stance phase of gait,” *J. Biomech.*, vol. 41, no. 5, pp. 960–967, 2008.
- [48] H. X. Hoang and J. A. Reinbolt, “Crouched posture maximizes ground reaction forces generated by muscles,” *Gait Posture*, vol. 36, no. 3, pp. 405–408, 2012.
- [49] M. M. van der Krog, S. L. Delp, and M. H. Schwartz, “How robust is human gait to muscle weakness?,” *Gait Posture*, vol. 36, no. 1, pp. 113–119, 2012.

- [50] K. M. Steele, M. S. DeMers, M. H. Schwartz, and S. L. Delp, “Compressive tibiofemoral force during crouch gait,” *Gait Posture*, vol. 35, no. 4, pp. 556–560, 2012.
- [51] S. A. Rethlefsen, D. T. Nguyen, T. A. L. Wren, M. D. Milewski, and R. M. Kay, “Knee Pain and Patellofemoral Symptoms in Patients With Cerebral Palsy,” *J. Pediatr. Orthop.*, vol. 35, no. 5, pp. 519–22, 2015.
- [52] H. Senaran, C. Holden, K. W. Dabney, and F. Miller, “Anterior Knee Pain in Children With Cerebral Palsy:,” *J. Pediatr. Orthop.*, vol. 27, no. 1, pp. 12–16, Jan. 2007.
- [53] F. T. Sheehan, A. Babushkina, and K. E. Alter, “Kinematic Determinants of Anterior Knee Pain in Cerebral Palsy, a Case-Control Study,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 93, no. 8, pp. 1431–1440, 2012.
- [54] C. A. Maher, M. T. Williams, and T. S. Olds, “The six-minute walk test for children with cerebral palsy,” *Int. J. Rehabil. Res. Int. Z. Für Rehabil. Rev. Int. Rech. Réadapt.*, vol. 31, no. 2, pp. 185–188, Jun. 2008.
- [55] H. . Woltring, “A FORTRAN package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation,” *Adv. Eng. Softw.*, vol. 8, no. 2, pp. 104–113, 1986.
- [56] J. T. Hansen and F. H. Netter, *Membres*. Educa Books, 2011.
- [57] M. N. Eek, A.-K. Kroksmark, and E. Beckung, “Isometric Muscle Torque in Children 5 to 15 Years of Age: Normative Data,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 87, no. 8, pp. 1091–1099, Aug. 2006.
- [58] J. Cohen, *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. L. Erlbaum Associates, 1988.
- [59] M. H. Woollacott, P. Burtner, J. Jensen, J. Jasiewicz, N. Roncesvalles, and H. Sveistrup, “Development of Postural Responses During Standing in Healthy Children and Children with Spastic Diplegia,” *Neurosci. Biobehav. Rev.*, vol. 22, no. 4, pp. 583–589, 1998.

- [60] L. A. Prosser, S. C. K. Lee, A. F. VanSant, M. F. Barbe, and R. T. Lauer, “Trunk and Hip Muscle Activation Patterns Are Different During Walking in Young Children With and Without Cerebral Palsy,” *Phys. Ther.*, vol. 90, no. 7, pp. 986–997, 2010.
- [61] B.-J. Hsue, F. Miller, and F.-C. Su, “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*, vol. 29, no. 3, pp. 465–470, 2009.
- [62] M. N. Eek and E. Beckung, “Walking ability is related to muscle strength in children with cerebral palsy,” *Gait Posture*, vol. 28, no. 3, pp. 366–371, 2008.
- [63] C. Ferland, C. Lepage, H. Moffet, and 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.*, vol. 32, no. 3, pp. 320–332, 2012.
- [64] A. N. Leunkeu, D. J. Keefer, M. Imed, and S. Ahmaidi, “Electromyographic (EMG) Analysis of Quadriceps Muscle Fatigue in Children With Cerebral Palsy During a Sustained Isometric Contraction,” *J. Child Neurol.*, vol. 25, no. 3, pp. 287–293, 2010.
- [65] S. K. Stackhouse, S. A. Binder-Macleod, and S. C. K. Lee, “Voluntary Muscle Activation, Contractile Properties, and Fatigability in Children With and Without Cerebral Palsy,” *Muscle Nerve*, vol. 31, no. 5, pp. 594–601, 2005.
- [66] M. M. Eken, A. J. Dallmeijer, C. A. Doorenbosch, H. Dekkers, J. G. Becher, and H. Houdijk, “Assessment of muscle endurance of the knee extensor muscles in adolescents with spastic cerebral palsy using a submaximal repetitions-to-fatigue protocol,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 95, no. 10, pp. 1888–1894, Oct. 2014.
- [67] N. G. Moreau, L. Li, J. P. Geaghan, and D. L. Damiano, “Contributors to Fatigue Resistance of the Hamstrings and Quadriceps in Cerebral Palsy,” *Clin. Biomech. Bristol Avon*, vol. 24, no. 4, pp. 355–360, May 2009.

- [68] N. G. Moreau, H. Knight, and M. W. Olson, “A potential mechanism by which torque output is preserved in cerebral palsy during fatiguing contractions of the knee extensors,” *Muscle Nerve*, vol. in press, 2015.
- [69] L. K. Brunton and C. L. Rice, “Fatigue in cerebral palsy: a critical review,” *Dev. Neurorehabilitation*, vol. 15, no. 1, pp. 54–62, 2012.
- [70] R. O’Sullivan, M. Walsh, D. Kiernan, and T. O’Brien, “The knee kinematic pattern associated with disruption of the knee extensor mechanism in ambulant patients with diplegic cerebral palsy,” *Clin. Anat.*, vol. 23, no. 5, pp. 586–592, 2010.