

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

IMPACT DE LA FATIGUE ET DE LA FAIBLESSE MUSCULAIRE SUR LA
DÉMARCHE DURANT UN EXERCICE DE MARCHÉ CONTINUE CHEZ LES
ENFANTS AYANT UNE PARALYSIE CÉRÉBRALE

THÈSE

PRÉSENTÉE

COMME EXIGENCE PARTIELLE

DOCTORAT EN BIOLOGIE

PAR

AUDREY PARENT

AVRIL 2021

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL
Service des bibliothèques

Avertissement

La diffusion de cette thèse se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire *Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs* (SDU-522 – Rév.10-2015). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement no 8 des études de cycles supérieurs, [l'auteur] concède à l'Université du Québec à Montréal une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de [son] travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, [l'auteur] autorise l'Université du Québec à Montréal à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de [son] travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris l'Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de [la] part [de l'auteur] à [ses] droits moraux ni à [ses] droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, [l'auteur] conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont [il] possède un exemplaire.»

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier mes deux directeurs de thèse, Laurent Ballaz et Fabien Dal Maso, pour votre soutien, votre écoute, votre temps et pour tout votre savoir que vous avez partagé avec patience et passion. Laurent, je te remercie de m'avoir accompagnée pendant ces années de doctorat et pour avoir créé autant d'opportunités pour enrichir mes expériences en recherche. Je souligne ton écoute et ton ouverture d'esprit qui ont favorisé un environnement dynamique et propice à la génération d'idées et à l'enrichissement de mes compétences. Fabien, je te remercie pour ton temps et ta patience. Je souligne l'investissement que tu as mis dans le développement de mes compétences. Je te remercie également pour les nombreux conseils qui ont fait progresser mes réflexions. À tous les deux, merci.

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

Je suis reconnaissante envers la Fondation du CHU Sainte-Justine, la Fondation de UQÀM, les Fonds de recherche du Québec – Santé en collaboration avec la Fondation des étoiles pour le soutien financier à travers mon doctorat.

Un merci particulier à ma collègue et amie Annie Pouliot-Laforte, sans qui le doctorat n'aurait pas été le même. Je te remercie pour ton aide indispensable, ton travail minutieux, ton écoute, ton soutien, tes conseils et ton temps. L'expérience de mon doctorat n'a été qu'enrichie par ta présence à mes côtés.

Bien entendu, merci à tous les étudiants et les assistants de recherche du LAM-CRME pour votre implication et pour les discussions. Vous avez chacun à votre tour amené une belle énergie au Centre de recherche.

Je remercie également les professeurs-chercheurs du Centre de recherche du Centre de Réadaptation Marie Enfant que j'ai eu la chance de côtoyer durant plusieurs années. Vous avez su créer un environnement enrichissant favorisant les échanges entre les multiples disciplines. Merci d'avoir su partager vos connaissances, vos conseils et votre expérience avec les étudiants. Votre disponibilité et votre passion sont toujours appréciées!

Finalement, merci à mon amoureux pour ta patience, ton aide et ton soutien. Merci à ma famille pour l'exemple de persévérance et pour l'écoute. Merci à mes amis pour votre soutien, vos encouragements et vos rires qui ont certainement adouci ces années de doctorat. Je vous remercie tous pour votre soutien inconditionnel, et votre grande écoute.

TABLE DES MATIÈRES

LISTE DES FIGURES.....	x
LISTE DES TABLEAUX.....	xii
LISTE DES ABRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES	xiii
Liste des symboles et des unités	xv
RÉSUMÉ	xvii
ABSTRACT.....	xix
INTRODUCTION	1
CHAPITRE I REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	3
1.1 Paralyse cérébrale.....	3
1.1.1 Origine et description clinique.....	3
1.1.2 Atteintes primaires de la PC spastique.....	7
1.1.3 Atteintes secondaires.....	17
1.1.4 Troubles de l'équilibre et de la marche.....	19
1.2 Évaluation de la force musculaire.....	22
1.3 Évaluation de la fonction motrice chez les enfant ayant une PC.....	25
1.3.1 Évaluation de la fonction motrice globale	25
1.3.2 Analyse quantifiée de la marche	26
1.3.3 Capacités de marche.....	47
1.3.4 Classification des différents patrons de la marche de l'enfant ayant une PC.....	49
1.4 «Flexed-knee gait».....	53
1.4.1 Couple fléchisseur plantaire et extenseur de genou	53
1.4.2 Adaptation musculaire et sollicitation des muscles en fonction des patrons de marche	54

1.4.3	Forces et contraintes aux genoux	55
1.4.4	Détérioration de la marche lors d'un exercice continu de marche.....	56
1.5	Fatigue neuromusculaire.....	56
1.5.1	Fatigue centrale	57
1.5.2	Fatigue périphérique.....	58
1.5.3	Sagesse musculaire.....	59
1.5.4	Fatigue centrale vs périphérique : Type d'exercice, durée et intensité ...	59
1.5.5	Mesure de la fatigue neuromusculaire	60
1.5.6	Mesure de la fatigue durant la marche par l'EMG.....	61
1.6	Fatigue musculaire chez les enfants ayant une PC	63
1.7	Bilan de la revue de littérature.....	66
CHAPITRE II OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES.....		67
2.1	Objectif général	67
2.2	Objectifs spécifiques.....	68
2.2.1	Objectif spécifique 1	68
2.2.2	Objectif spécifique 2	68
CHAPITRE III MÉTHODOLOGIE		71
3.1	Mise en place de la banque de données	71
3.1.1	Mise en place du protocole	72
3.2	Approbation éthique	74
3.3	Ressources matérielles.....	74
3.4	Sélection des participants	75
3.4.1	Critères d'inclusion	75
3.4.2	Critères d'exclusion	75
3.5	Description des tests retenus pour le travail de doctorat	76
3.5.1	Force musculaire isométrique	76
3.5.2	Exercice de marche continue	78
CHAPITRE IV ARTICLE 1 – Prédicteurs de la distance parcourue durant un exercice de marche chez des enfants ayant une paralysie cérébrale spastique bilatérale.....		82
4.1	Mise en contexte	82

4.2	Objectif spécifique.....	83
4.3	Abstract.....	83
4.4	Introduction.....	84
4.5	Material and methods	86
4.5.1	Participants.....	86
4.5.2	Experimental protocol and data collection.....	87
4.5.3	Outcome measures	88
4.5.4	Statistical analysis	88
4.6	Results	89
4.6.1	Participants.....	89
4.6.2	Predictors of the distance travelled during the 6mwe	90
4.7	Discussion.....	90
4.7.1	Distance travelled.....	91
4.7.2	Walking distance and kinematics.....	91
4.7.3	Walking distance and GMFCS level.....	92
4.7.4	Walking distance and muscle strength.....	93
4.7.5	Limitations	94
4.8	References.....	96
	CHAPITRE V ARTICLE 2 - Fatigue musculaire apparaissant durant la marche chez des enfants ayant une PC et marchant en «crouch gait»	107
5.1	Mise en contexte	107
5.2	Objectif spécifique.....	108
5.2.1	Sous-objectif 1	108
5.2.2	Sous-objectif 2	108
5.3	Abstract.....	109
5.4	Introduction.....	110
5.5	Methods	111
5.5.1	Participants.....	111
5.5.2	Experimental protocol and data collection.....	112
5.5.3	Data analysis	113
5.5.4	Statistical analysis	114
5.6	Results	114
5.6.1	Kinematics.....	114

5.6.2	Median frequency.....	115
5.6.3	Correlations between kinematics and muscle strength	115
5.7	Discussion.....	115
5.8	References.....	120

CHAPITRE VI ARTICLE 3 – Relation entre la détérioration du patron de marche «jump gait» et la force ainsi que la fatigue musculaire chez les enfants ayant une paralysie cérébrale

6.1	Mise en contexte	129
6.2	Objectif spécifique.....	130
6.2.1	Sous objectif 1	130
6.3	Abstract.....	131
6.4	Introduction.....	133
6.5	Methods	134
6.5.1	Participants.....	134
6.5.2	Experimental protocol and data collection.....	135
6.5.3	Data analysis	136
6.5.4	Statistical analysis	137
6.6	Results	138
6.6.1	Participants.....	138
6.6.2	First versus sixth minute of the 6mwe	138
6.6.3	Correlation analyses	139
6.7	Discussion.....	139
6.7.1	Kinematic changes during the 6mwe	139
6.7.2	Origin of gait deterioration.....	140
6.7.3	Specificities of gait deterioration according to walking pattern in CP ..	142
6.7.4	Limitations	143
6.8	References.....	144

CHAPITRE VII DISCUSSION GÉNÉRALE.....

7.1	Résumé des résultats.....	155
7.1.1	Étude 1 : Relation entre la distance parcourue durant un exercice de marche et la cinématique et la force musculaire	156
7.1.2	Étude 2 : Fatigue musculaire durant la marche chez des enfants ayant une PC et marchant en «crouch gait»	157

7.1.3	Étude 3 : Relation entre la détérioration de la marche, la fatigue et la force musculaire chez les enfants ayant une PC et marchant en «jump gait»	157
7.2	Caractéristiques des participants.....	158
7.2.1	Niveaux fonctionnels	158
7.2.2	Atteintes bilatérales vs unilatérales.....	159
7.2.3	Spécificité des patrons de marche	160
7.3	Force musculaire et paralysie cérébrale.....	161
7.3.1	Effet de la force musculaire sur la distance parcourue	162
7.3.2	Effet de la force musculaire sur les changements cinématiques de marche	164
7.4	Fatigue et paralysie cérébrale	166
7.4.1	Identification de la fatigue musculaire en fonction du patron de marche	166
7.4.2	Mesure de la fatigue musculaire durant une tâche fonctionnelle.....	167
7.4.3	Mesure de la fatigue musculaire avec l'EMG.....	169
7.5	Impacts sur les recommandations cliniques	170
7.5.1	Recommandations en fonction des patrons de marche	170
7.5.2	Recommandations pour des atteintes bilatérales.....	171
7.6	Limites des études.....	171
7.6.1	Taille des échantillons.....	171
7.6.2	Évaluation de la force musculaire maximale isométrique	172
7.6.3	Absence de mesure de la force des fléchisseurs plantaires	173
7.6.4	Absence de données cinétiques.....	173
7.6.5	Absence des mesures cliniques	174
7.6.6	Influence des aides techniques	174
7.6.7	Durée de l'exercice de marche.....	175
7.7	Perspectives	175
7.7.1	Effet d'un entraînement visant les muscles spécifiques aux patrons de marche	176
7.7.2	Évolution de la fatigue musculaire tout au long d'un exercice de marche en fonction de la cinématique, de la cinétique et de la force musculaire	176
7.7.3	Fatigue et équilibre postural dynamique.....	177
7.7.4	Origine de la fatigue : centrale vs périphérique	177
	CONCLUSION.....	178

ANNEXE A AUTORISATION ÉTHIQUE DE LA BANQUE DE DONNÉES DE MARCHÉ DU LABORATOIRE D'ANALYSE DE MARCHÉ DU CENTRE DE RÉADAPTATION MARIE ENFANT (LAM-CRME).....	179
ANNEXE B AUTORISATION ÉTHIQUE DE L'EXPLOITATION DES DONNÉES POUR ÉVALUER LES PRÉDICTEURS DE LA PERFORMANCE À L'EXERCICE DE 6 MINUTES DE MARCHÉ.....	186
ANNEXE C AUTORISATION ÉTHIQUE DE L'EXPLOITATION DES DONNÉES POUR ÉVALUER LES CHANGEMENTS AU NIVEAU DU PATRON DE MARCHÉ ET LA FATIGUE MUSCULAIRE.....	189
ANNEXE D CONTRIBUTIONS SCIENTIFIQUES.....	191
RÉFÉRENCES.....	203

LISTE DES FIGURES

Figure	Page
1.1 Représentation de la topographie des atteintes spastiques dans les cas de PC. ...	5
1.2 Niveaux hiérarchiques de la commande motrice.	8
1.3 Représentation de plusieurs voies d'inhibition du réflexe myotatique.	13
1.4 Représentation des niveaux de classification «GMFCS».	26
1.5 Illustration d'un cycle de marche.	27
1.6 Représentation de la longueur de pas et de la longueur de cycle lors d'une marche symétrique.	28
1.7 Position des marqueurs selon le modèle Plug-In Gait, vue antérieure.	37
1.8 Position des marqueurs selon le modèle Plug-In Gait, vue postérieure.	38
1.9 (A) Représentation des centres articulaires du modèle Plug-in Gait (B) Représentation des angles dans le plan sagittal.	39

1.10 Représentation d'un potentiel de la plaque motrice et d'un potentiel d'action musculaire.	41
1.11 Schéma d'une unité motrice.	42
1.12 Schéma de l'origine du signal EMG.	43
1.13 Traitement du signal EMG enregistré lors d'une AQM.....	47
1.14 Représentation graphique des 5 patrons de marche décrits dans les cas de diplégie spastique.	51
1.15 Représentation des angles de flexion/extension du genou durant un cycle de marche pour un patron de marche «crouch gait» et un patron de marche «jump gait», par rapport à des données de référence.	52
3.1 Volume d'acquisition lors de l'exercice de 6 minutes de marche.....	78

LISTE DES TABLEAUX

Tableau	Page
1.1 Caractéristiques des différents types de fibres musculaires.....	15
1.2 Description des scores du bilan musculaire manuel.	22
1.3. Récapitulatif des modèles anthropométriques et cinématiques.	34

LISTE DES ABRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES

6MWT : 6-minute walking test

6mwe : 6-minute walking exercise

AQM : Analyse quantifiée de la marche

ATP : Adénosine triphosphate

BMM : Bilan musculaire manuel

CM : Centre de masse

CdeP: Centre de pression

DT : Développement typique

EMG: Électromyographie

FMS : «Functional Mobility Scale»

FP/EG: Fléchisseur plantaire et extenseur de genou (couple)

GMFCS : «Gross Motor Function Classification Scale»

GMFM: «Gross Motor Function Measure»

LAM-CRME: Laboratoire d'Analyse de la Marche du Centre de Réadaptation Marie
Enfant

PiG : «Plug-in Gait»

PSI : Paramètres segmentaires inertiels

PC : Paralysie cérébrale

LISTE DES SYMBOLES ET DES UNITÉS

° : Degré

\leq : inférieur ou égal

\geq : supérieur ou égal

Ca²⁺ : Calcium

cm : Centimètre

Hz : Hertz

Kg : Kilogramme

m : Mètre

ms : millisecondes

Na⁺ : Sodium

Nm : Newton-mètre

% : Pourcentage

X : direction antéro-postérieure du modèle PiG

Y : direction médio-latérale du modèle PiG

Z : direction longitudinale du modèle PiG

RÉSUMÉ

La paralysie cérébrale (PC) est l'atteinte motrice la plus répandue chez l'enfant. Elle entraîne des troubles du mouvement et de la posture, et peut mener à des troubles complexes et hétérogènes de la marche. Plusieurs patrons de marche ont été identifiés à partir de la cinématique de la marche chez l'enfant ayant une PC. Comme ces patrons exigent un travail musculaire différent, la capacité à parcourir une longue distance de marche pourrait être influencée par la cinématique, la force et l'endurance musculaires des enfants. De plus, lors d'une marche prolongée, certains patrons de marche pourraient être sujets à une plus grande détérioration en lien avec l'apparition de fatigue musculaire. Une meilleure compréhension des facteurs influençant la performance lors d'un exercice de marche permettrait des interventions thérapeutiques plus spécifiques pour améliorer les capacités de marche.

L'objectif principal de cette thèse était d'évaluer les changements de la cinématique lors d'un exercice de marche représentatif des déplacements quotidiens, et de mettre en évidence les paramètres associés à la distance parcourue et aux changements cinématiques. Il était attendu que la démarche, la force et la fatigue musculaire influencent grandement la distance parcourue et les changements de la cinématique.

La force musculaire a été mesurée à l'aide d'un dynamomètre portable. La fatigue musculaire a été évaluée à partir de la fréquence médiane du spectre de fréquences provenant des mesures d'électromyographie durant un exercice de marche continu de 6 minutes réalisé à vitesse confortable. Les paramètres spatio-temporels et la cinématique des membres inférieurs durant la première et la dernière minute de l'exercice ont été obtenus à partir d'un système de caméras opto-électroniques.

Les résultats de la présente thèse suggèrent que la distance parcourue durant un exercice de 6 minutes par des enfants ayant une PC spastique bilatérale est influencée par l'amplitude de mouvement de l'antéversion du bassin durant la marche, l'angle minimal de l'obliquité du bassin et par le niveau de classification sur l'échelle «Gross Motor Function Classification Scale» (GMFCS). Les enfants ayant une meilleure

amplitude de mouvement du bassin durant la marche et un niveau GMFCS plus fonctionnel ont parcouru une plus grande distance de marche. Comme la cinématique semble influencer cette capacité de marche, deux patrons de marche spécifiques ont par la suite été évalués durant un exercice de marche continue de 6 minute afin d'évaluer les changements de la cinématique et la fatigue musculaire. Une détérioration de la cinématique du patron de marche «crouch gait» et du patron de marche «jump gait» a été observée à travers une augmentation de la flexion des genoux. Cette détérioration a été mise en relation avec la faiblesse au niveau des extenseurs de hanche pour le patron de marche «crouch gait» et la faiblesse au niveau des extenseurs de genou pour le patron de marche «jump gait». La fatigue musculaire a été observée à la fin de l'exercice au niveau du droit fémoral chez les enfants marchant avec un patron de marche «crouch gait» et au niveau du moyen fessier chez les enfants marchant avec un patron de marche «jump gait».

En conclusion, les adaptations cinématiques en lien avec la force musculaire et la fatigue musculaire sont spécifiques au patron de marche. Les recommandations cliniques devraient tenir compte de la démarche des enfants ayant une PC spastique bilatérale lors de la planification des interventions thérapeutiques afin d'offrir des soins plus spécifiques à leurs habiletés fonctionnelles.

Mots-clés : Paralyse cérébrale ; Patron de marche ; Fatigue musculaire ; Force musculaire ; Distance ; Analyse quantifiée de la marche

ABSTRACT

Cerebral palsy (CP) is the most common cause of motor deficiency in children. It leads to movement and posture disorders, which result in walking impairments. Several gait patterns have been identified based on kinematics measured during walking in children with CP. As each of them requires different muscle work, the ability to travel a long walking distance during a 6-minute walking exercise may be influenced by kinematics, muscle strength and muscle endurance in these children. Furthermore, during a continuous walking exercise, differences may occur in terms of gait deterioration and muscle fatigue depending on gait patterns. A better understanding of factors underlying gait performance during a walking exercise would allow specific interventions to improve gait capacities.

The main objective of this thesis was to evaluate gait changes during a 6-minute walking exercise representative of daily-life activities, and to identify the parameters associated with walking distance and kinematic changes. It was hypothesized that gait patterns, muscle strength and muscle fatigue would be key parameters to walking distance and changes in kinematics measured after a continuous walking exercise.

Muscle strength was assessed using a hand-held dynamometer. Muscle fatigue was measured based on the decrease in the median frequency of the electromyographic signal collected during the walking exercise. Spatio-temporal parameters and lower-limb kinematics during the first and last minute of the walking exercise were collected using opto-electronic cameras. The results of this thesis suggest that walking distance in children with bilateral spastic CP is associated with pelvic tilt range of motion, minimal pelvic obliquity angle, and «Gross Motor Function Classification Scale» (GMFCS) level. Children with a greater pelvic range of motion and greater functional level have travelled a greater distance.

As kinematics was found to impact this walking capacity, two specific walking patterns, i.e. crouch gait and jump gait, were evaluated during a walking exercise to measure kinematic changes and muscle fatigue. An increase in knee flexion was observed in both gait at the end of the walking exercise. This gait deterioration was associated to weakness in hip extensors muscle in crouch gait and to weakness in knee extensors muscle in jump gait. Muscle fatigue was observed at the end of the walking exercise in

rectus femoris muscle in children who walked in crouch gait and in gluteus medius muscle in children who walked in jump gait.

In conclusion, kinematic changes associated with muscle strength and muscle fatigue are specific to gait patterns. Clinical recommendations should consider gait pattern in children with bilateral spastic CP when planning rehabilitation intervention to give cares that correspond to the functional abilities of the children.

Keywords : Cerebral palsy ; Gait ; Muscle fatigue ; Muscle strength ; Distance ; Gait analysis

INTRODUCTION

La paralysie cérébrale (PC) est l'atteinte motrice la plus commune chez l'enfant, avec une prévalence de 2 naissances sur 1000 (Gouvernement du Canada, 2014). La PC représente un groupe de troubles de la posture et du mouvement qui mènent à des difficultés au niveau de la marche. Ainsi, les capacités de marche, incluant la vitesse de marche, l'endurance à la marche et la distance parcourue, sont réduites à divers niveaux en fonction de la sévérité de l'atteinte. La distance parcourue, représentant la distance parcourue durant un exercice de marche de 6 minutes, est un indicateur pertinent des habiletés fonctionnelles et témoigne du niveau d'intégration communautaire de l'enfant (Graham *et al.*, 2004 ; Maher *et al.*, 2008). La fatigue durant les activités du quotidien est rapportée comme facteur limitant pour les déplacements et l'autonomie, en particulier chez les personnes ayant un niveau fonctionnel plus faible (Brunton, 2018 ; Brunton et Bartlett, 2017). Ainsi, les facteurs influençant les capacités de marche sont davantage pertinents à évaluer dans des groupes incluant ces enfants moins fonctionnels qui sont plus à risque de perdre l'indépendance à la marche avec l'âge (Opheim *et al.*, 2009).

La cinématique de la marche chez les enfants ayant une PC est très variable. Plusieurs patrons de marche ont été identifiés, certains s'éloignant davantage des valeurs de référence et menant à une dépense énergétique importante (Rose *et al.*, 1990). Les différents patrons de marche décrits chez l'enfant ayant une PC entraînent des sollicitations musculaires différentes (Lin *et al.*, 2000). Ainsi, le niveau de force et d'endurance musculaire requis pourrait varier d'un patron de marche à l'autre, et mener à une fatigue musculaire distincte. La cinématique de la marche et la force musculaire d'un enfant pourrait donc influencer la distance parcourue, les changements

cinématiques et l'endurance musculaire durant un exercice de marche. Le présent travail de doctorat visait à évaluer l'influence de ces paramètres sur la distance parcourue et les changements au niveau de la cinématique et la fatigue musculaire suite à un exercice de marche représentatif des déplacements quotidiens.

Le Chapitre 1 présente une revue de la littérature sur la PC, les méthodes d'évaluation de la fonction motrice ainsi que la fatigue neuromusculaire. Puis, les objectifs de la thèse sont présentés en détail dans le Chapitre 2. Le Chapitre 3 décrit la méthodologie, incluant la mise en place de la Banque de données du Laboratoire d'Analyse de la Marche (LAM-CRME) du Prof. Laurent Ballaz inhérente à ce travail, ainsi que la méthodologie commune aux 3 études de la thèse. De plus amples détails quant à la méthodologie spécifique à chacune des trois études sont fournis dans les Chapitres 4, 5 et 6. Finalement, les résultats de ces études, leurs limites et les perspectives sont discutés dans le Chapitre 7. Une conclusion suivra afin de résumer les résultats et l'intérêt clinique de cette thèse.

CHAPITRE I

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre contient d'abord une description de la paralysie cérébrale ainsi que des limitations fonctionnelles et des troubles de la marche qui y sont associés. Puis, un résumé des techniques de mesure de la fatigue neuromusculaire sera présenté, suivi d'une section abordant plus spécifiquement la fatigue musculaire chez les enfants ayant une paralysie cérébrale.

1.1 Paralysie cérébrale

1.1.1 Origine et description clinique

La paralysie cérébrale (PC) représente le trouble moteur infantile le plus répandu, touchant 2 naissances sur 1000 dans les pays développés (Gouvernement du Canada, 2014 ; Graham *et al.*, 2016). Elle englobe un ensemble de troubles de la posture et du mouvement dus à une lésion non évolutive sur un cerveau en développement. Cette lésion peut survenir au cours de la vie intra-utérine, durant l'accouchement, ou durant les premières années de vie (Colver *et al.*, 2014 ; Gage *et al.*, 2009). Les causes de ces lésions sont multiples et la PC peut être le résultat d'une combinaison de plusieurs atteintes au cerveau (Korzeniewski *et al.*, 2018 ; MacLennan *et al.*, 2015). Parmi celles-ci, l'asphyxie à la naissance a longtemps été identifiée comme principale cause. Cependant, elle s'avère souvent secondaire à une ischémie, une infection, un dysfonctionnement placentaire ou une réponse inflammatoire fœtale altérée

(Korzeniewski *et al.*, 2018 ; MacLennan *et al.*, 2015). Des mutations génétiques pourraient également contribuer directement à l'apparition d'une PC ou à la susceptibilité à développer une PC (Korzeniewski *et al.*, 2018 ; MacLennan *et al.*, 2015 ; Oskoui *et al.*, 2015). Plusieurs facteurs de risque ont été identifiés dont la prématurité, la santé maternelle (hyper- ou hypothyroïdie, infection, hypertension, troubles respiratoire et cardiaque), les grossesses multiples, les naissances «instrumentées», ainsi que des crises d'épilepsie, un syndrome de détresse respiratoire ou une thrombose survenant après la naissance (Korzeniewski *et al.*, 2018 ; MacLennan *et al.*, 2015 ; McIntyre *et al.*, 2013).

Les troubles moteurs s'expriment différemment en fonction de la sévérité de la lésion et de la région atteinte au cerveau. Plusieurs formes cliniques de ces atteintes ont donc été identifiées dont les trois principales sont les formes spastiques, dyskinétiques et ataxiques (Gage *et al.*, 2009). Les enfants ayant une PC peuvent également présenter une forme mixte et présenter des symptômes de plusieurs formes à la fois, par exemple une PC avec spasticité et dystonie.

A. Forme spastique

La forme spastique représente la forme clinique la plus fréquente (Penneçot, 2009), soit environ 80% des cas de PC (Cans, 2005 ; Penneçot, 2009). Cette forme se caractérise par la présence de spasticité musculaire au niveau de certains muscles due à une atteinte du motoneurone supérieur (Gage *et al.*, 2009). On retrouve donc un réflexe ostéo-tendineux vif et des mouvements résistants à l'étirement passif d'un muscle (Gage *et al.*, 2009). Cette résistance est dépendante de la vitesse de l'étirement. Les membres atteints, inférieurs et/ou supérieurs, dépendent de la zone de la lésion au cerveau (Figure 1.1).

- a. Atteinte hémiparétique : atteinte unilatérale d'un membre inférieur et supérieur. Elle représente de 23 à 28% des cas de PC spastique (Cans, 2005 ; Stern, 2017);
- b. Atteinte diparétique : atteinte principalement au niveau des deux membres inférieurs. Elle représente de 22 à 41% des cas de PC spastique (Cans, 2005 ; Stern, 2017);
- c. Atteinte quadriparétique : atteinte bilatérale des membres inférieurs et supérieurs. Elle représente entre 18 et 25% des cas de PC spastique (Cans, 2005 ; Ferrari et Cioni, 2009 ; Stern, 2017).

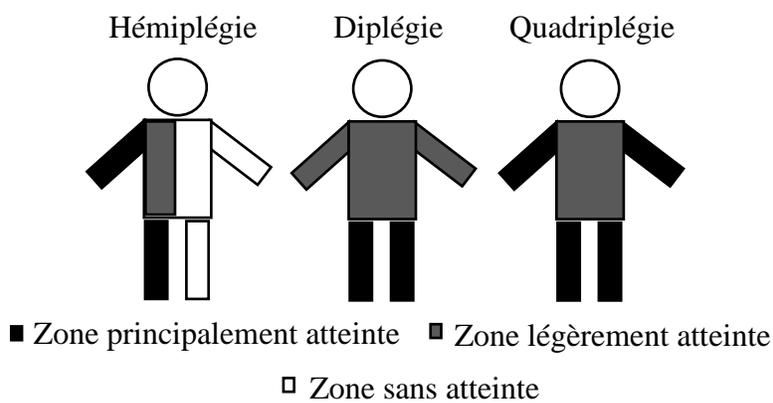


Figure 1.1 Représentation de la topographie des atteintes spastiques dans les cas de PC.

Il est à noter que la terminologie «atteinte bilatérale» est utilisée pour décrire les cas où les deux membres inférieurs sont atteints, c'est-à-dire en présence d'une diplégie ou d'une quadriplégie. L'atteinte bilatérale représente environ 64% des cas de PC spastique (Stern, 2017). Le terme «atteinte unilatérale» peut également être utilisé pour décrire les cas où un seul côté est atteint, c'est-à-dire en présence d'une hémiparétique.

B. Forme dyskinétique

La forme dyskinétique représente 7% des cas de PC (Cans, 2005) et est due à une atteinte des noyaux gris centraux. Les cas de choréoathétose et de dystonie y sont associés. Dans le premier cas, on retrouve des mouvements involontaires, irréguliers et des tortillements (Gage *et al.*, 2009). Dans le second cas, on retrouve des contractions spasmodiques provoquant des postures inadéquates et des mouvements répétitifs involontaires (Gage *et al.*, 2009).

C. Forme ataxique

La forme ataxique représente 5% des cas de PC (Cans, 2005) et est due à une lésion du cervelet et de ses voies descendantes. Elle est associée à une perte de coordination des mouvements volontaires (Penneçot, 2009).

D. Forme mixte

La forme mixte représente les cas où on retrouve les caractéristiques associées à plus d'une des formes citées précédemment. La forme mixte la plus fréquente est composée de la forme spastique et dystonique (Gage *et al.*, 2009). La forme ataxique est également souvent associée à la forme spastique (Gage *et al.*, 2009).

Le présent travail de doctorat se concentrera sur la PC de forme spastique, puisqu'il s'agit de la forme clinique la plus fréquente chez les enfants ayant une PC (Wren *et al.*, 2005). Les atteintes bilatérales seront étudiées, car elles représentent une grande proportion des atteintes spastiques (Stern, 2017).

1.1.2 Atteintes primaires de la PC spastique

La lésion au cerveau causant une PC mènent à des atteintes dites «primaires», c'est-à-dire qu'elles apparaissent au moment de la lésion et/ou sont directement causées par cette lésion (Gage *et al.*, 2009). Ces atteintes primaires consistent en un contrôle moteur sélectif réduit, un tonus musculaire trop élevé, et une faiblesse musculaire.

1.1.2.1 Contrôle moteur sélectif réduit

Le contrôle moteur correspond à «l'habileté de réguler ou diriger les mécanismes essentiels aux mouvements» (Shumway-Cook et Woollacott, 2007) à travers l'organisation du système nerveux central, l'utilisation des informations sensorielles et la coordination des muscles (Shumway-Cook et Woollacott, 2007).

Rappel théorique : Génération d'un mouvement

La génération d'un mouvement implique plusieurs structures à différents niveaux du système nerveux (Figure 1.2). Le cortex pariétal reçoit d'abord des informations sensorielles d'origine visuelle, auditive, somatique et proprioceptive permettant d'établir la position du corps dans l'espace (Bear *et al.*, 2010). Dans le but d'établir une stratégie motrice pour effectuer le mouvement désiré, les ganglions de la base analysent diverses possibilités qu'ils transmettent au cortex pariétal et préfrontal jusqu'à une prise de décision. Les ganglions de la base ainsi que les aires associatives du cortex cérébral permettent donc la définition des objectifs du mouvement et des stratégies à mettre en place pour les atteindre (Bear *et al.*, 2010). En fonction des stratégies adoptées, les aires motrices secondaires et le cervelet définissent la séquence de contractions musculaires visant à contrôler la force, l'amplitude et la direction du mouvement pour générer le mouvement volontaire (Bear *et al.*, 2010). Les commandes seront alors transmises vers le tronc cérébral, la moelle épinière et finalement les muscles pour exécuter le mouvement et les ajustements posturaux qui l'accompagnent.

La voie corticospinale (Figure 1.3) sera utilisée pour transmettre directement des instructions provenant des régions motrices corticales vers les motoneurones et interneurones situés dans la moelle épinière et commandant les muscles distaux (Bear *et al.*, 2010). Les voies réticulospinales et vestibulospinales, provenant du tronc cérébral, seront également impliquées dans le contrôle d'un mouvement, puisqu'elles reçoivent des informations sensorielles en lien avec l'équilibre, la position du corps et l'environnement visuel (Bear *et al.*, 2010). Elles seront alors impliquées dans le maintien de l'équilibre et de la posture (réflexes posturaux).

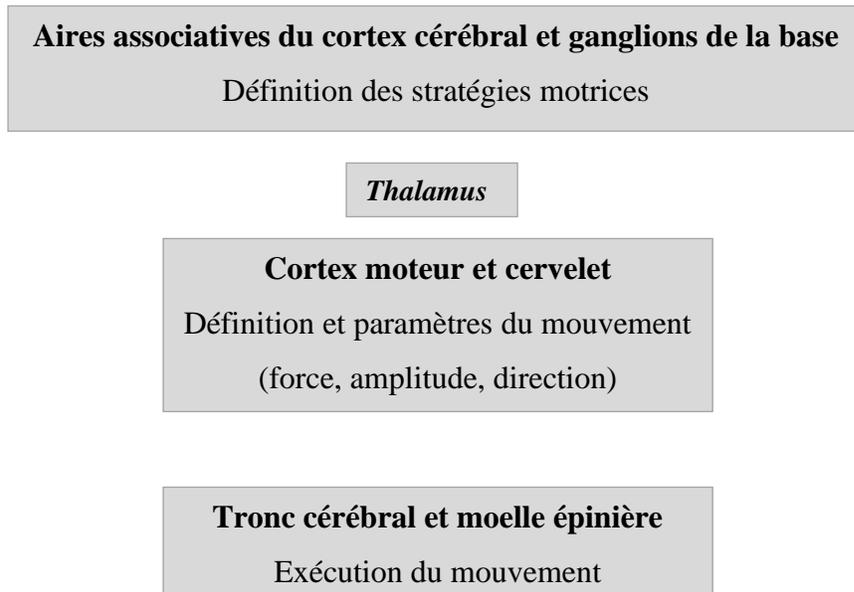


Figure 1.2 Niveaux hiérarchiques de la commande motrice. (Schéma inspiré de Bear *et al.* 2010)

Une fois le mouvement généré, le cervelet reçoit des afférences sensorielles concernant le patron d'activation musculaire et compare celui-ci avec le mouvement planifié (Peacock, 2009). Une nouvelle stratégie sera alors proposée par les niveaux supérieurs pour corriger le mouvement jusqu'à l'atteinte des objectifs (Peacock, 2009). De plus amples détails quant à l'activation musculaire et la génération de force sont fournis dans les sections 1.3.2.4 et 1.1.2.3 de la présente thèse, respectivement.

Au niveau spinal, le contrôle du mouvement est également guidé par des informations provenant des fuseaux neuromusculaires et de l'organe tendineux de Golgi. Les fuseaux neuromusculaires à l'intérieur du muscle permettent la détection de l'étirement du muscle (Bear *et al.*, 2010). Lorsque le muscle est étiré, les fuseaux neuromusculaires sont également étirés, ce qui mène à la dépolarisation des axones des fibres Ia du fuseau (Bear *et al.*, 2010). Cette décharge activera le motoneurone alpha et provoquera une contraction musculaire (Bear *et al.*, 2010). L'activation du motoneurone alpha par les afférences sensorielles des fibres Ia correspond au réflexe myotatique. Cette activité réflexe est modulée par les structures supérieures, notamment lors de mouvements volontaires. Les fuseaux neuromusculaires sont également composés de fibres musculaires intrafusales, innervées par le motoneurone gamma (Bear *et al.*, 2010). Celui-ci permet de maintenir les fibres Ia actives en activant les fibres intrafusales aux extrémités du fuseau. L'activité du motoneurone gamma permettrait donc de redéfinir la longueur musculaire de référence à maintenir afin d'assurer une information continue sur la longueur du muscle (Bear *et al.*, 2010).

Les organes tendineux de Golgi sont des mécanorécepteurs présents dans les muscles squelettiques à la jonction entre le muscle et le tendon. Ils indiquent la tension du muscle, c'est-à-dire la force de contraction, et sont innervés par des fibres sensorielles Ib (Bear *et al.*, 2010). Les afférences Ib vers le motoneurone alpha font synapse sur des interneurons dans la moelle épinière. Certains de ces interneurons ont une activité inhibitrice visant à protéger le muscle d'une tension trop élevée (Bear *et al.*, 2010). Ainsi, lorsque la force de contraction augmente, une activité réflexe ralentira cette contraction en relâchant les muscles. Ce réflexe peut également survenir lors d'une tâche délicate nécessitant une force constante de faible intensité (Bear *et al.*, 2010).

Les interneurons spinaux jouent également un rôle important dans le contrôle du mouvement. Par exemple, ils permettront l'inhibition réciproque, c'est-à-dire la relaxation du muscle antagoniste lors de l'activation du muscle agoniste au mouvement

(Bear *et al.*, 2010). Il y aura inhibition du motoneurone de l'antagoniste afin de faciliter le mouvement de l'agoniste.

Contrôle moteur sélectif réduit chez les enfants ayant une PC

Ces différentes voies excitatrices et inhibitrices (Figure 1.3) peuvent être affectées dans les cas de PC spastique (voir section 1.1.2.2), et mener à des troubles du mouvement. Le contrôle moteur sélectif est réduit dans les cas de PC spastique. La lésion au cerveau associée à la forme spastique est nommée «leucomalacie ventriculaire» (Gage *et al.*, 2009). Il s'agit d'une lésion de la substance blanche périventriculaire, c'est-à-dire la zone autour des ventricules composée des axones myélinisés des neurones. Dans les cas de diplégie spastique, cette lésion touche la corne frontale des ventricules latéraux ainsi que la partie postérieure au trigone des ventricules latéraux (Gage *et al.*, 2009). Comme les voies corticospinales passent par cette aire lésée, le contrôle moteur est affecté chez les enfants ayant une PC spastique (Gage *et al.*, 2009).

Un contrôle moteur sélectif réduit se définit comme «l'habileté réduite à isoler l'activation de muscles dans un patron d'activation donné en réponse à des demandes de posture ou mouvements volontaires» (Sanger *et al.*, 2006). Ainsi, l'activation excessive de muscles qui devraient être au repos, ou l'activation diminuée de muscles qui devraient être actifs, perturbe la coordination musculaire durant les mouvements (Sanger *et al.*, 2006). Ce contrôle moteur déficient nuit à l'accomplissement des tâches fonctionnelles en perturbant les séquences d'activation musculaire et en provoquant de nombreuses cocontractions de muscles antagonistes.

La réduction du contrôle moteur sélectif est influencée par la sévérité de la lésion au cerveau. Dans la majorité des cas, les muscles distaux sont d'abord touchés (Gage *et al.*, 2009). Par exemple, dans des cas de diplégie spastique, on retrouve un contrôle

moteur sélectif souvent inefficace à la cheville, limité au genou et relativement fonctionnel à la hanche (Gage *et al.*, 2009).

1.1.2.2 Hypertonie musculaire

Définitions

L'hypertonie présente chez les enfants ayant une PC correspond à un état où le tonus musculaire est élevé, même au repos. Parmi les contributeurs à l'hypertonie, on retrouve la spasticité. La définition de la spasticité est variable dans la littérature (Malhotra *et al.*, 2009). La définition suggérée par Lance (1980) est l'une des plus utilisée :

«Désordre moteur caractérisé par une augmentation vitesse-dépendante du réflexe d'étirement (tonus musculaire) ainsi qu'une augmentation des réflexes myotatiques résultant d'une désinhibition du réflexe d'étirement, et reflétant une composante d'une lésion du motoneurone supérieur.» (Lance, 1980).

Cette définition précise que la désinhibition du réflexe tendineux est l'élément clé pour décrire la spasticité. En 2005, une définition plus large provenant du «Support Program for Assembly of Database for Spasticity Measurement» (SPASM) consortium a été suggérée pour décrire la spasticité comme un «contrôle sensori-moteur désordonné, résultant d'une lésion au motoneurone supérieur, et présentant des activations musculaires involontaires, intermittentes ou maintenues» (Malhotra *et al.*, 2009). Cette définition s'éloigne de la mesure d'une résistance et se concentre plutôt sur la mesure d'une activité musculaire inadéquate. Elle englobe ainsi de façon plus large l'ensemble des signes associés à une lésion du motoneurone supérieur (Malhotra *et al.*, 2009). Dans la présente thèse, nous considérerons la définition plus précise de Lance, en ajoutant que l'effet de la spasticité sur l'hypertonie est variable selon les muscles et les mouvements (Bar-On *et al.*, 2015).

Physiopathologie de la spasticité

La spasticité est liée à une perte de la modulation et/ou de l'inhibition de certaines voies sensori-motrices (corticospinale et/ou réticulospinale) (Dietz et Sinkjaer, 2007 ; Marque et Brassat, 2012). Ainsi, plusieurs mécanismes d'inhibition du réflexe myotatique peuvent être défectueux et provoquer une hypertonie musculaire (Figure 1.3):

- a) Inhibition réciproque disynaptique Ia (réduction) : correspond au signal d'inhibition permettant le relâchement du muscle antagoniste. Cette inhibition apparaît diminuée chez des patients spastiques (Marque et Brassat, 2012).
- b) Inhibition pré-synaptique et dépression post-synaptique (réduction) : ces deux phénomènes apparaissent diminués chez des patient spastiques (Marque et Brassat, 2012).
- c) Inhibition récurrente (réduction) : correspond au signal transmis par les cellules de Renshaw, dans la corne ventrale de la moelle épinière, vers les axones des motoneurones (Marque et Brassat, 2012). Cette inhibition est diminuée dans les muscles présentant de la spasticité (Bar-On *et al.*, 2015 ; Marque et Brassat, 2012).
- d) Inhibition autogénique Ib (réduction) : correspond au signal d'inhibition établi par les interneurones inhibiteurs se projetant sur les motoneurones. Le mécanisme d'inhibition, habituellement déclenché lorsqu'il y a une activation des organes tendineux de Golgi d'un muscle, serait diminué chez les patients spastiques (Dietz et Sinkjaer, 2007 ; Marque et Brassat, 2012).

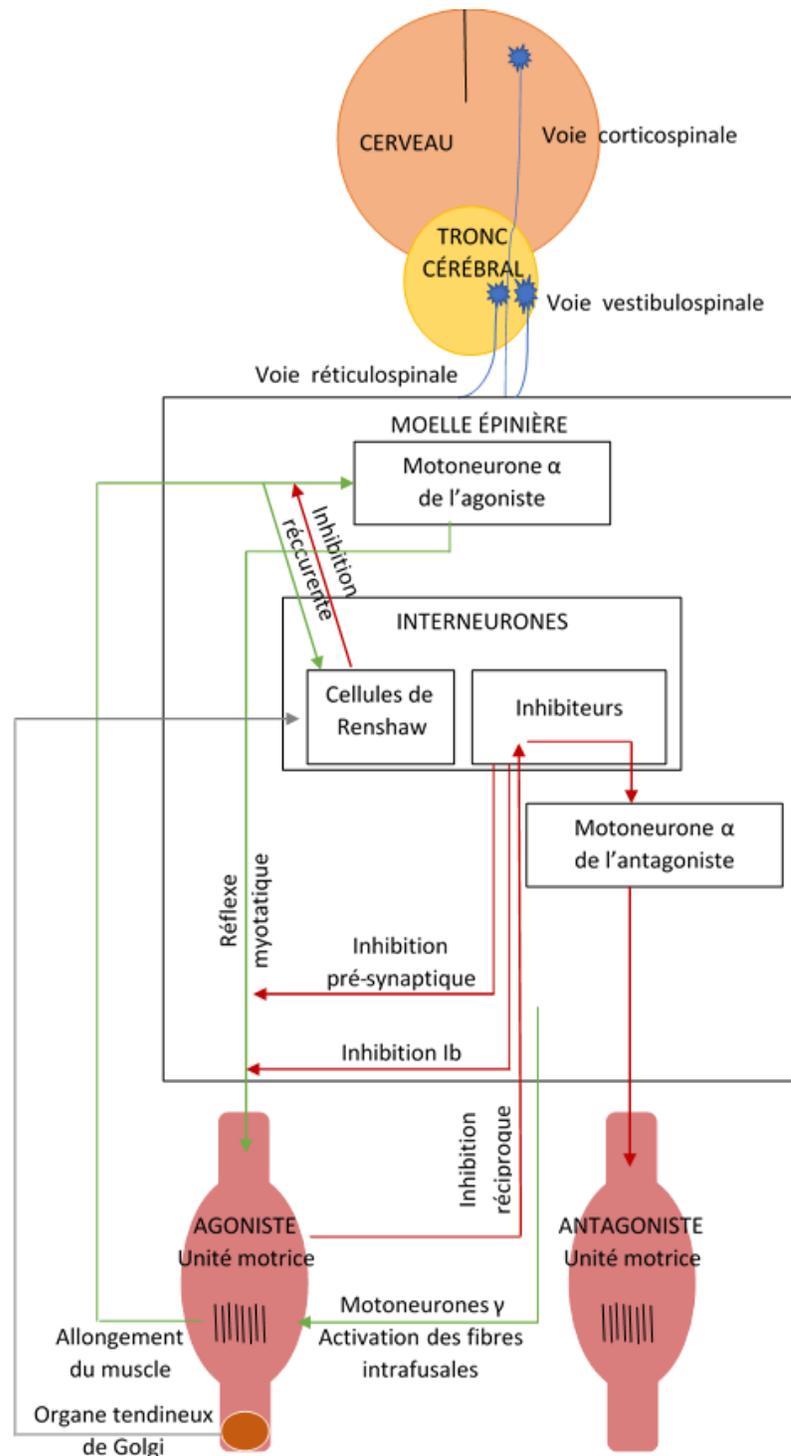


Figure 1.3 Représentation de plusieurs voies d'inhibition du réflexe myotatique. Vert : voie excitatrice; Rouge : voie inhibitrice. (Schéma inspiré de Bar-On et al. (2015))

Cette diminution des signaux d'inhibition et ces défauts de modulation du réflexe entraînent des contractions involontaires qui influencent grandement la qualité des mouvements (Dietz et Sinkjaer, 2007). Les contractions involontaires touchent principalement les muscles antagonistes au mouvement et amènent un taux élevé de co-activation (Stackhouse *et al.*, 2005).

1.1.2.3 Faiblesse musculaire

La faiblesse musculaire est présente chez les enfants ayant une PC (Mockford et Caulton, 2010), et contribue aux postures et aux mouvements inadéquats (Zhou *et al.*, 2017). Les facteurs neurologiques ou musculaires expliquant la présence de la faiblesse musculaire sont encore étudiés, et plusieurs hypothèses ont été émises (Mockford et Caulton, 2010). Les dommages au niveau du motoneurone supérieur entraîneraient un recrutement insuffisant, désordonné et lent des unités motrices (Mockford et Caulton, 2010 ; Stackhouse *et al.*, 2005).

Rappel théorique : Production de force

Lors d'une contraction musculaire, la production de la force est régulée par le recrutement des unités motrices et par la fréquence à laquelle celles-ci sont activées. L'intensité de la contraction augmente en fonction du nombre et du type d'unités motrices recrutées. (Wilmore *et al.*, 2017). La taille des unités motrices varie selon le motoneurone qui active les fibres musculaires (Tableau 1.1). La production de force surviendra dans un ordre précis en fonction de la taille de ces unités motrices (Henneman, 1957). Dans la production croissante de force, les plus petites unités motrices ayant un seuil d'activation bas sont d'abord recrutées. Puis, pour augmenter le niveau de force, les unités motrices de plus grande taille ayant un seuil d'activation plus élevé seront à leur tour recrutées (Wilmore *et al.*, 2017). Par exemple, lors d'exercices de faible intensité, tel que la marche non-pathologique, la force musculaire sera principalement générée par les petites unités motrices. Dans une production

croissante de force, les unités motrices rapides seront ensuite recrutées à mesure que la force développée augmente, par exemple pour la course à pied (IIa), puis pour la course très rapide (IIa et IIx) (Wilmore *et al.*, 2017).

Tableau 1.1 Caractéristiques des différents types de fibres musculaires. D'après Wilmore *et al.* (2017) et Pocock *et al.* (2019)

Caractéristiques	Types de fibre musculaire		
	I	IIa	IIx
Type d'unité motrice	lente	rapide et résistante à la fatigue	Rapide et fatigable
Taille du motoneurone	petite	grande	grande
Diamètre de la fibre	petit	intermédiaire	grand
Vitesse de conduction	lente	rapide	rapide
Capacité oxydative	élevée	modérée	faible
Capacité de force	faible	importante	importante
Fatigabilité	faible	modérée	élevée

La production de la force est aussi régulée par la fréquence de décharge des unités motrices. En effet, pour augmenter la force produite, la fréquence de décharge des potentiels d'action sera augmentée (Purves *et al.*, 2005). Les fibres musculaires se contractent suite à la propagation d'un nouveau potentiel d'action avant de s'être relâchées (Purves *et al.*, 2005). La tension du muscle est donc augmentée par la sommation des forces générées par ces contractions musculaires successives (Purves *et al.*, 2005). La plus petite réponse contractile du muscle correspond à une secousse, c'est-à-dire une contraction musculaire brève générée par un potentiel d'action unique (Sherwood, 2015). Aux fréquences de décharge les plus élevées, les potentiels d'action surviennent à des intervalles plus courts que la durée de la secousse (train de potentiels d'action), ce qui mène à la sommation des secousses individuelles. Les fibres musculaires sont alors en état tétanique (Purves *et al.*, 2005), c'est-à-dire que les variations de tension musculaire ne sont plus distinguables, et favorisent une exécution

harmonieuse de la contraction (Purves *et al.*, 2005). La tension du muscle varie donc entre la secousse et le tétanos à travers l'ajustement de la fréquence de décharge des unités motrices (Wilmore *et al.*, 2017).

Faiblesse musculaire et paralysie cérébrale

Chez les enfants ayant une PC, la génération de la force serait affectée par une activation incomplète des unités motrices comparativement à des enfants à développement typique (Mockford et Caulton, 2010 ; Stackhouse *et al.*, 2005). Les enfants ayant une PC semblent limités dans leur habileté à générer différents niveaux de force puisqu'ils sont incapables d'augmenter le recrutement des unités motrices et leur fréquence de décharge (Rose et McGill, 2005).

Ces différences au niveau de l'activation des unités motrices chez les enfants ayant une PC peuvent mener à des modifications au niveau de la structure du muscle (Mockford et Caulton, 2010 ; Rose et McGill, 2005). Une prédominance de fibres musculaires de type I a été rapportée dans certains muscles chez des enfants ayant une PC (Gage *et al.*, 2009 ; Mockford et Caulton, 2010). Ce changement de type de fibre serait à la fois lié à une différenciation inadéquate des fibres musculaires due aux lésions neurologiques et aux sollicitations musculaires inadéquates durant le développement, affectant la maturation des fibres (Mockford et Caulton, 2010).

En lien avec la faiblesse musculaire, il a aussi été observé que les enfants ayant une PC utilisaient un plus grand pourcentage de leur force maximale que les enfants ayant un développement typique lors de la marche (Eek *et al.*, 2011). Cette faiblesse musculaire peut donc entraîner une diminution du niveau fonctionnel et mener à une fatigue précoce lors des déplacements dans la vie quotidienne.

1.1.3 Atteintes secondaires

Les atteintes secondaires sont les conséquences apparaissant avec la croissance en présence des atteintes primaires (Gage *et al.*, 2009). L'hypertonie affecte l'étirement des muscles et mène à des contractures musculaires. Puis, des forces inappropriées sont appliquées sur le squelette et entraînent des déformations osseuses (Gage et Novacheck, 2001).

1.1.3.1 Muscles et contractures

Les contractures correspondent à un raccourcissement des fibres musculaires (Lieber et Fridén, 2019). Elles sont en partie liées à l'hypertonie musculaire qui limite l'allongement du muscle durant les mouvements.

Au niveau de certains muscles, le raccourcissement de l'unité contractile du muscle est souvent accompagné d'un allongement du tendon chez les enfants ayant une PC. Le muscle court spastique exerce une traction sur le tendon durant la croissance et entraîne un allongement de la partie tendineuse (Thuilleux, 2011). Un muscle court et un tendon long, par exemple au niveau des fléchisseurs plantaires, contribue à la faiblesse musculaire (Mockford et Caulton, 2010). En effet, un muscle plus court présente moins de sarcomères et aura donc moins de ponts actine-myosine pour produire de la force (Mockford et Caulton, 2010 ; Wilmore *et al.*, 2017) (voir section 1.3.2.4, rappel théorique de la contraction musculaire). Ainsi, un muscle court et un tendon long viendront affecter la production de force à certaines longueurs du muscle, et limiteront l'amplitude de mouvement.

Avec la croissance, comme les muscles ne sont pas étirés et allongés adéquatement, des changements au niveau des propriétés mécaniques des muscles sont observés (Mathewson et Lieber, 2015). En effet, en plus d'une longueur diminuée, une

diminution de la grosseur des fibres musculaires et une augmentation de lipide et de collagène ont été remarquées (Lieber et Fridén, 2019 ; Mathewson et Lieber, 2015).

1.1.3.2 Os et déformation

La croissance des os et la densité minérale osseuse sont influencées par les forces appliquées sur les plaques de croissance (Gage et Novacheck, 2001). Ainsi, les contraintes mécaniques appliquées durant la croissance sur le système ostéoarticulaire par les muscles et les mises en charge détermineront la géométrie et la masse osseuse (Gage et Novacheck, 2001). Comme la position debout et la marche surviennent de façon tardive dans le développement des enfants ayant une PC, et que des forces inappropriées sont appliquées sur le squelette en développement, des déformations squelettiques sont fréquemment retrouvées (Gage *et al.*, 2009). En effet, le déséquilibre entre les forces exercées par les muscles agonistes et antagonistes entraîne des déformations osseuses (Gage *et al.*, 2009). Finalement, la contrainte exercée par le muscle sur l'os étant limitée, l'os ne se développe pas autant qu'il ne le devrait et sa densité est faible (Thuilleux, 2011).

En altérant la géométrie musculo-squelettique, ces déformations peuvent avoir des conséquences sur les articulations et sur les bras de levier musculaires. En effet, les déformations osseuses peuvent modifier l'orientation ou la position d'une articulation (Thuilleux, 2011), ce qui pourrait entraîner une instabilité de l'articulation, en plus de limiter son amplitude de mouvement. Les déformations osseuses peuvent également altérer la longueur ou l'orientation d'un bras de levier. En effet, un plus petit bras de levier aura pour effet de réduire le moment de force généré par les forces musculaires autour d'une articulation (Gage *et al.*, 2009).

1.1.4 Troubles de l'équilibre et de la marche

Les atteintes primaires et secondaires causent des difficultés fonctionnelles telles que des troubles de l'équilibre et de la marche.

Rappel théorique : Équilibre postural quasi-statique et dynamique

L'équilibre postural quasi-statique et dynamique représente la dynamique de la posture visant à prévenir les chutes par le contrôle des forces inertielles agissant sur le corps (Winter, 1995). En posture debout quasi-statique, les stratégies adoptées pour préserver la stabilité consisteront à maintenir la projection verticale du centre de masse (CM), c'est-à-dire le point représentant le barycentre des CM segmentaires, à l'intérieur de la base de support (Winter, 1995). Pour ce faire, le déplacement du centre de pression (CdeP), c'est-à-dire le point représentant le barycentre des pressions exercées au sol (Winter, 1995), sera contrôlé à l'intérieur de la base de support. Ce déplacement représente la mesure la plus fréquemment utilisée pour évaluer l'équilibre quasi-statique. Un grand déplacement du CdeP en antéro-postérieur ou en médio-latéral traduira un grand déséquilibre. Pour rétablir la stabilité en direction antéro-postérieure, les fléchisseurs plantaires et dorsaux seront d'abord sollicités (Winter, 1995). Dans les cas où cette stratégie n'est pas suffisante, les extenseurs et fléchisseurs de hanche seront utilisés pour déplacer le CM vers l'avant ou l'arrière (Winter, 1995). En direction médio-latérale, les inverseurs et éverseurs de la cheville ainsi que les abducteurs et adducteurs de la hanche seront utilisés (Winter, 1995).

Durant la marche, l'équilibre postural doit être maintenu pour éviter les chutes. Cependant, pour avancer, il faut également volontairement projeter le CM en dehors de la base de support (Winter, 1995). Le contrôle de la position du pied en balancement sera alors déterminant pour éviter de chuter et maintenir une stabilité (Hsue *et al.*, 2009). En direction antéro-postérieure, la longueur de pas sera réduite suite à une grande perturbation, telle qu'une poussée entraînant une augmentation de la vitesse du CM vers

l'avant (Kuo et Donelan, 2010). L'instabilité durant la marche est cependant plus importante dans la direction médio-latérale (Kuo et Donelan, 2010) puisque le CM se déplace sur les bords latéraux des pieds en appui durant les phases de simple appui (Bruijn et van Dieën, 2018). La position du pied en balancement, principalement contrôlée par le moyen fessier de la jambe en balancement, permettra d'ajuster la largeur de pas pour corriger un déséquilibre (Afschrift *et al.*, 2018 ; Bruijn et van Dieën, 2018). Le moyen fessier de la jambe en appui permettra également de soutenir le bassin afin de faciliter le passage du pied en balancement (Afschrift *et al.*, 2018). Dans les cas où le positionnement du pied est contraint, l'ajustement de la projection du CM sera effectué en déplaçant la force de réaction du sol. Pour ce faire, les moments de force des articulations des membres inférieurs et l'inclinaison du tronc seront ajustés en réponse à l'instabilité dans le but de maintenir la projection du CM à l'intérieur de la base de support (Bruijn et van Dieën, 2018).

Équilibre postural quasi-statique et dynamique chez les enfants ayant une PC

Étant donné les atteintes primaires et secondaires décrites ci-haut, les enfants ayant une PC développent des troubles de l'équilibre et de la marche (Gage *et al.*, 2009). Chez les enfants ayant une diploégie spastique, Woollacott et Shumway-Cook (2005) ont rapporté une plus grande difficulté à rétablir l'équilibre postural quasi-statique après une perturbation comparativement aux enfants sains (Woollacott et Shumway-Cook, 2005). En effet, ils présentaient plus d'oscillations de leur CM et un temps prolongé pour récupérer la stabilité (Woollacott et Shumway-Cook, 2005). Ces difficultés proviennent d'un délai observé dans l'activation des muscles de la cheville, d'une séquence d'activation débutant par les muscles proximaux plutôt que distaux, ou/et de co-activation musculaire involontaire (Woollacott et Shumway-Cook, 2005).

Durant la marche, les enfants ayant une PC présentent des pas plus larges et plus courts, un plus grand déplacement du CM ainsi qu'un plus grand balancement médiolateral du

corps (Chakraborty *et al.*, 2020 ; Hsue *et al.*, 2009 ; Kurz *et al.*, 2012). Ceci traduit des compensations mises en place pour diriger le CM à l'intérieur de la base de support dans le but de maintenir la stabilité. Les enfants ayant une PC présentent également un déplacement du CdeP et du CM réduit en direction antéro-postérieure durant la marche (Hsue *et al.*, 2009). Un mauvais contrôle des muscles de la cheville et de la hanche a été mis en évidence pour expliquer ce mouvement réduit en direction antéro-postérieure (Hsue *et al.*, 2009). Les muscles de la hanche et de la cheville sont grandement impliqués dans un bon maintien de l'équilibre postural quasi-statique et durant la marche (Winter *et al.*, 1998). Les enfants présentant une atteinte distale ou proximale des membres inférieurs présentent donc des problèmes d'équilibre pouvant nécessiter l'utilisation d'aides techniques pour se déplacer (Gage *et al.*, 2009). D'ailleurs, le risque de chute s'avère plus élevé chez ces enfants, puisqu'ils ne récupèrent pas rapidement la stabilité après une perturbation (Kurz *et al.*, 2012). Ces limitations au niveau de l'équilibre postural dynamique peuvent mener à des difficultés au niveau des activités motrices du quotidien.

Les troubles de la marche retrouvés chez les enfants ayant une PC sont liés aux atteintes primaires et secondaires ainsi qu'aux limitations au niveau de l'équilibre postural. Dépendant des atteintes, plusieurs patrons de marche ont été identifiés (voir section 1.3.4) (Rodda *et al.*, 2004 ; Sutherland et Davids, 1993), et une grande dépense énergétique à la marche a été mesurée chez les enfants ayant une PC (Bennett *et al.*, 2005 ; Rose *et al.*, 1990).

<p>En résumé, le contrôle moteur réduit, l'hypertonie musculaire et la faiblesse musculaire entraînent des troubles de l'équilibre et des difficultés à la marche chez les enfants ayant une PC. L'évaluation de ces troubles est nécessaire dans le suivi de l'enfant afin de guider les décisions thérapeutiques.</p>

1.2 Évaluation de la force musculaire

Bilan musculaire manuel

Le bilan musculaire manuel (BMM) est une évaluation utilisée en clinique pour la mesure de la force musculaire (Hislop *et al.*, 2013). Le patient doit accomplir un mouvement demandé et, pour certaines cotations, une résistance est appliquée par le thérapeute (Hislop *et al.*, 2013). Un score de 5 correspond à une force adéquate, et une habileté à compléter le mouvement dans son amplitude complète contre résistance. Un score de 0 correspond à aucune contraction musculaire visible ou palpée. Le BMM est grandement utilisé en clinique pour sa mise en place rapide et sans instrumentation (Manikowska *et al.*, 2018). Le Tableau 1.2 présente une description détaillée de chacun des scores du BMM.

Tableau 1.2 Description des scores du bilan musculaire manuel (d'après Hislop *et al.* 2013)

Score	Description
0	Aucune activation musculaire visible ou palpée.
1	Une <u>contraction musculaire est visible ou détectée lors de la palpation</u> , dans un ou plusieurs muscles impliqué(s) dans le mouvement. Aucun mouvement n'est observé.
2	Le mouvement est possible avec une amplitude de mouvement complète <u>dans une position minimisant la force de la gravité</u> .
3	Le mouvement est possible avec une amplitude de mouvement complète contre la résistance de la gravité, <u>mais la position n'est pas maintenue avec une faible résistance</u> .
4	Le mouvement est possible avec une amplitude de mouvement complète, <u>mais la position n'est pas maintenue avec une résistance maximale</u> .
5	Le mouvement est possible avec une amplitude de mouvement complète et la position est maintenue avec une résistance maximale.

La reproductibilité du BMM varie selon le muscle testé, l'âge et la condition de la personne évaluée (Hislop *et al.*, 2013). Le BMM laisse également place à la subjectivité de l'évaluateur concernant la force à appliquer, et dépend grandement de son habileté à détecter une activation musculaire par palpation (Hislop *et al.*, 2013). L'expérience de l'évaluateur, son positionnement, sa force, ses connaissances de l'anatomie et de l'orientation des fibres musculaires influenceront la reproductibilité de sa mesure (Hislop *et al.*, 2013). Chez les enfants ayant une PC, un manque de reproductibilité interévaluateur a été rapporté pour les cotations les plus élevées, en particulier pour les scores 4 et 5 qui dépendent grandement du jugement de l'évaluateur (Manikowska *et al.*, 2018).

Dynamométrie isocinétique

La mesure de la force maximale isocinétique est la méthode la plus précise et standardisée pour évaluer la force musculaire (Muñoz-Bermejo *et al.*, 2019). Il s'agit de mesurer la force générée à une vitesse imposée par un dynamomètre isocinétique sur une amplitude de mouvement donnée (Ayalon *et al.*, 2000). Ainsi, cette mesure offre une estimation de la force du muscle en fonction de sa longueur. Cependant, cette méthode exige un temps d'installation important, limitant son utilisation en clinique. De plus, la mesure de la force d'un groupe musculaire isolé n'est pas représentative de la demande musculaire exigée lors des tâches fonctionnelles (Hébert *et al.*, 2011). Finalement, chez les enfant ayant une PC, l'installation dans l'appareil peut être problématique en raison des déformations osseuses et des contractures.

Dynamométrie manuelle (force isométrique)

La mesure de la force maximale isométrique peut être effectuée à l'aide d'un dynamomètre manuel portable facilement utilisable en clinique. Le dynamomètre est positionné à l'extrémité distale du segment, et la longueur du bras de levier, c'est-à dire

la distance entre le centre articulaire et la position du dynamomètre, est mesurée afin de calculer le moment de force (Nm) (Eek *et al.*, 2006). Il est alors demandé de pousser le plus fort possible contre le dynamomètre, et l'évaluateur résiste sans ajouter de force. La mesure de la force maximale isométrique à l'aide d'un dynamomètre portable est considérée reproductible chez les enfants et adolescents ayant une PC lorsqu'un protocole standardisé est utilisé pour la position et la stabilisation du participant, le placement du dynamomètre, les instructions ainsi que les encouragements prodigués aux participants (Crompton *et al.*, 2007 ; Eek *et al.*, 2006). Les coefficients de corrélation intraclass (ICC) sont au-dessus de 0,9 à l'intérieur d'une séance et au-dessus de 0,7 entre les séances. La reproductibilité de la mesure de la force à la cheville est cependant faible (ICC <0.7 entre les séances) (Crompton *et al.*, 2007) due à la faible longueur du bras de levier, un contrôle moteur sélectif réduit et la présence de contractures musculaires et de déformations osseuses (Crompton *et al.*, 2007 ; Verschuren *et al.*, 2008).

La mesure de la force maximale isométrique ne représente cependant pas la force générée lors des activités de la vie quotidiennes nécessitant des contractions dynamiques, la production de puissance, et la coordination de plusieurs groupes musculaires à la fois (Verschuren *et al.*, 2008). Son utilisation est tout de même très répandue en clinique pour sa mise en place rapide, peu dispendieuse, et l'obtention de données plus objectives que le BMM.

Cette méthode sera utilisée pour la mesure de la force musculaire dans la présente thèse. Des données quantitatives sont obtenues objectivement et rapidement par dynamométrie portable, permettant la mesure de la force de plusieurs groupes musculaires au cours d'une même évaluation, comparativement au BMM et à la dynamométrie isocinétique.

1.3 Évaluation de la fonction motrice chez les enfant ayant une PC

L'évaluation de la fonction et de la motricité globale chez les enfants ayant une PC peut être effectuée à partir d'échelles d'évaluation clinique ou à partir de mesures quantitatives biomécaniques telles que réalisées dans un laboratoire d'analyse de la marche.

1.3.1 Évaluation de la fonction motrice globale

Plusieurs systèmes de classification ont été développés pour décrire le niveau fonctionnel des enfants ayant une PC. Le «Gross Motor Function Measure» (GMFM) permet l'évaluation de la fonction motrice à partir de 88 ou 66 items divisés en différentes habiletés telles que la position couchée et roulades, la marche, la course et le saut (Russell *et al.*, 1989, 2002). Le «Functional Mobility Scale» (FMS) permet la classification fonctionnelle de la mobilité sur trois distances (5, 50, 500 mètres) (Graham *et al.*, 2004). Ces distances correspondent à des déplacements quotidiens tels que se déplacer dans la chambre, à l'école ou au centre commercial. Le «Gross Motor Function Classification System» (GMFCS) permet la classification fonctionnelle des enfants ayant une PC sur 5 niveaux (Rosenbaum *et al.*, 2002). Le niveau I englobe les enfants les plus fonctionnels, et le niveau V, les moins fonctionnels (Figure 1.4). Les caractéristiques permettant le classement dans chacun des niveaux varient en fonction de l'âge.

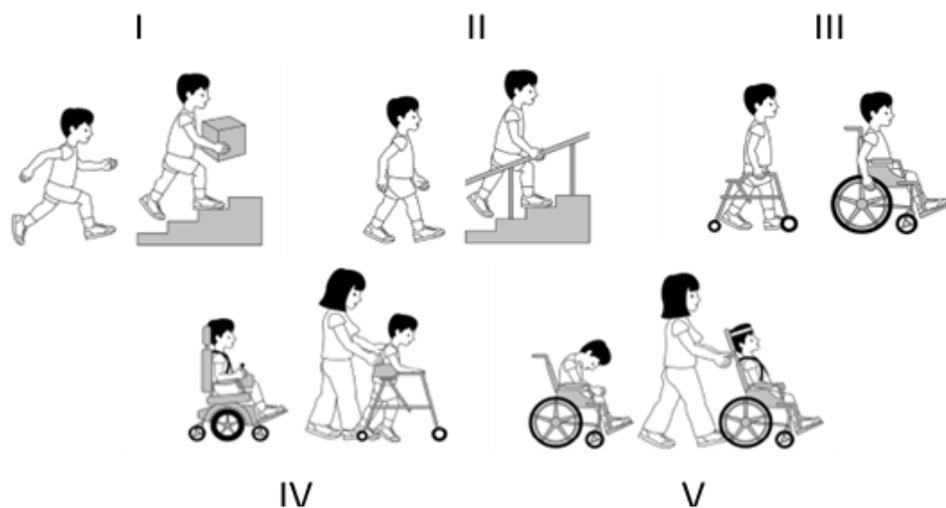


Figure 1.4 Représentation des niveaux de classification «GMFCS» selon Burns *et al.*, 2014

Selon le Registre québécois de la PC, 55% des enfants sont indépendants à la marche sans aide technique (GMFCS I et II). Pour certains d'entre eux, essentiellement des enfants avec un niveau GMFCS II, III et IV, la marche est exigeante au niveau énergétique et entraînera de la fatigue qui nuira à leurs déplacements et à leur autonomie. Chez ces enfants, la réadaptation de la marche est une priorité. Dans ce cadre, les outils biomécaniques permettent l'évaluation de la marche en se basant sur des données quantitatives.

1.3.2 Analyse quantifiée de la marche

L'analyse quantifiée de la marche (AQM) est utilisée avec les enfants ayant une PC dans le but de faire un suivi de l'évolution de leur démarche, d'aider à la prise de décision thérapeutique, ou d'évaluer les effets de nouvelles aides techniques (Baker, 2006 ; Brand et Crowninshield, 1981). Cette technique permet l'analyse de la cinématique de la marche basée sur des données quantitatives concernant les mouvements des différents segments, les contraintes articulaires et l'activation musculaire.

1.3.2.1 Paramètres spatio-temporels de la marche

Les paramètres spatio-temporels de la marche décrivent les appuis au sol dans le temps et l'espace (Baker, 2013). Ces paramètres sont représentés au cours d'un cycle de marche. Ils s'avèrent de bons indicateurs de la symétrie de la marche (Baker, 2013).

Cycle de marche. Le cycle de marche débute lors du premier contact d'un pied, et se termine au prochain contact de ce même pied au sol. Un cycle droit ou un cycle gauche peut alors être décrit. Les cycles de marche sont normalisés et exprimés en pourcentage de cycle de 0 à 100%. Les pourcentages référés 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 1.5).

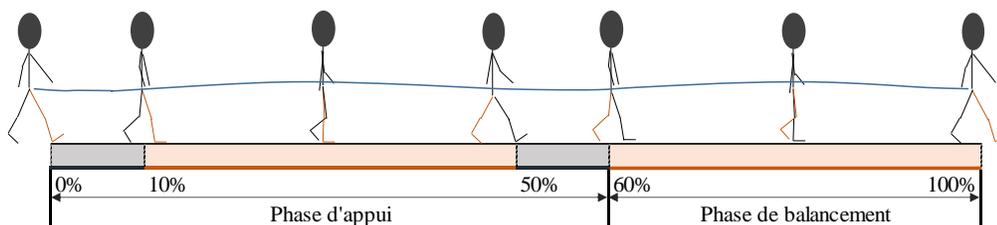


Figure 1.5 Illustration d'un cycle de marche (jambe orange) décomposé en phase d'appui et en phase de balancement ainsi que le déplacement du centre de masse. La zone orange dans la ligne du temps représente le temps de simple appui, et la zone grise représente le temps de double appui dans un cycle de marche non-pathologique.

Phase d'appui. Cette phase décrit la période entre le contact initial du pied au sol (0%) et le décollement du pied (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 précédant le décollement du pied (50-60%) (Gage *et al.*, 2009).

Phase de balancement. Cette phase décrit la période entre le décollement du pied (60%) et le prochain contact au sol de ce même pied (100%). Le membre inférieur est alors en balancement vers l'avant (Gage *et al.*, 2009).

Longueur de pas. Définie comme la distance entre une partie du pied, par exemple le talon, et la même partie du pied opposé (Figure 1.6).

Longueur de cycle. Il s'agit de la distance entre le talon du pied au contact initial, et le talon de ce même pied au prochain contact initial (Baker, 2013) (Figure 1.6). D'autres parties du pied peuvent être utilisées pour calculer la longueur du cycle.

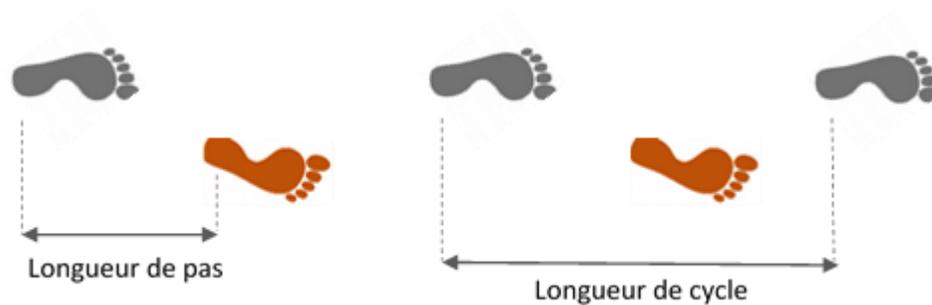


Figure 1.6 Représentation de la longueur de pas et de la longueur de cycle lors d'une marche symétrique.

Cadence. Correspond au nombre de pas par minute effectué durant la marche.

Vitesse de marche. Correspond à la distance parcourue en fonction du temps (Baker, 2013).

1.3.2.2 Paramètres cinématiques de la marche

L'analyse cinématique permet de mesurer le déplacement, les vitesses et les accélérations des différents segments du corps et de définir les angles au niveau des différentes articulations dans les plans sagittal, frontal et transverse.

Outil de mesure

Parmi les différents outils pouvant être utilisés pour cette mesure, les systèmes opto-électroniques sont les plus utilisés dans un contexte d'AQM. Ceux-ci permettent de suivre le déplacement de marqueurs passifs dans l'espace et le temps. Sur la base du déplacement de ces marqueurs, il est alors possible de mesurer le mouvement des différents segments.

Les caméras composant les systèmes opto-électroniques projettent une lumière qui sera réfléchi par la surface des marqueurs passifs positionnés sur des repères osseux précis. Afin de retrouver la position de ces marqueurs dans l'espace, et ainsi en suivre le déplacement, les images provenant de plusieurs caméras doivent être mises en commun. La position en 3 dimensions sera calculée par triangulation. Autrement dit, la position du marqueur dans l'espace correspondra au point d'intersection entre les lignes de vue d'au moins 2 caméras (Bonnetoy *et al.*, 2005). Les systèmes opto-électroniques ont une bonne précision de mesure, avec un millimètre d'erreur absolue maximale (Bonnetoy *et al.*, 2005). Des erreurs provenant des systèmes ou de l'expérimentation peuvent survenir. Le premier cas comprend les erreurs provenant du bruit électrique ou de la conversion de la position des marqueurs en valeur numérique (Bonnetoy *et al.*, 2005). Le second cas concerne les erreurs dues au volume de l'espace de capture du mouvement, à la configuration des caméras, à la qualité de la calibration en fonction de l'espace utilisé, ou à la position des marqueurs dans l'espace et sur l'individu (Bonnetoy *et al.*, 2005). Lorsque la calibration est adéquate, la précision des coordonnées tridimensionnelles mesurées à l'intérieur du volume calibré est d'environ un millimètre (Bonnetoy *et al.*, 2005). Ces systèmes sont donc précis pour suivre la trajectoire de marqueurs en mouvement dans un volume donné. Une fois cette trajectoire enregistrée, l'estimation des centres articulaires sera déterminée selon un modèle biomécanique.

Modèle biomécanique

L'analyse de la cinématique durant la marche est possible en se basant sur des modèles biomécaniques. Ces modèles sont composés de données inertielles et d'un modèle cinématique. Le Tableau 1.3 présente un récapitulatif de ces modèles.

Modèles anthropométriques : géométrique ou proportionnel

Les modèles anthropométriques permettent de définir les segments et les paramètres segmentaires inertiels (PSI), tels que la distribution des masses, les centres de masse, et les moments d'inertie de chaque segment (Begon et Lacouture, 2005a). On retrouve différents modèles anthropométriques dans la littérature. Les modèles anthropométriques *proportionnels* sont basés sur des régressions linéaires, et mènent à des tables anthropométriques utilisées pour calculer les PSI (de Leva, 1996 ; Winter, 1990). Des modèles anthropométriques *géométriques* sont basés sur la modélisation des segments par des formes géométriques et mènent à des modèles mathématiques pour retrouver les PSI (Yeadon, 1990). Cependant, ces modèles anthropométriques ont été développés à partir de cadavres humains (Clarys et Marfell-Jones, 1986) ou à partir de jeunes adultes sains (de Leva, 1996 ; Winter, 1990 ; Yeadon, 1990). Leur application à une population pédiatrique atteinte de déformation osseuse s'avère donc limitée pour déterminer la position des centres articulaires.

Face à ces difficultés, de récentes études suggèrent l'utilisation de l'imagerie médicale pour retrouver des paramètres segmentaires plus personnalisés (Dumas *et al.*, 2005). Entre autres, la radiographie biplanaire a été proposée comme une technique valide pour la détermination des paramètres segmentaires inertiels des jambes (Dumas *et al.*, 2005). Cette technique consiste en une radiographie prise en position debout simultanément dans le plan frontal et sagittal. En effet, à partir de la reconstruction en 3 dimensions de ces images, il est possible de définir des points de repère et d'estimer

la densité des tissus mous et des os. À partir de ces calculs, des PSI personnalisés peuvent être établis avec une bonne précision (Dumas *et al.*, 2005). Bien que cette méthode offre des avantages en termes de précision, elle exige la prise de radiographie à faible dose. Ceci rend son application systématique difficile dans le cadre d'AQM clinique. Dans ce contexte, les modèles proportionnels et géométriques sont généralement favorisés (Tableau 1.3).

Modèles cinématiques : fonctionnel ou prédictif

Plusieurs méthodes permettent de définir un modèle cinématique pour retrouver les centres articulaires à partir de la position des différents marqueurs.

Il est possible de se baser sur une approche fonctionnelle ou une approche prédictive pour les calculer (Begon et Lacouture, 2005b). *L'approche fonctionnelle* est basée sur des mouvements spécifiques de grandes amplitudes (Begon et Lacouture, 2005b). Un minimum de 3 marqueurs est positionné sur chacun des segments, et les individus doivent effectuer des mouvements dans les trois plans afin de retrouver le centre articulaire, correspondant au centre de rotation du segment. Cette approche s'avère cependant peu applicable auprès d'une population présentant des troubles musculo-squelettiques, une amplitude articulaire limitée, un équilibre précaire ainsi qu'un mauvais contrôle moteur. De plus, cette méthode prolonge grandement la durée du protocole, ce qui rend son application difficile avec une population pédiatrique.

L'approche prédictive, quant à elle, se base sur un modèle cinématique estimant la position des centres articulaires par régression linéaire (Begon et Lacouture, 2005b). Le corps humain est alors considéré comme un ensemble de segments rigides articulés. Pour calculer la cinématique, les modèles plus répandus utilisent les centres articulaires des segments proximaux pour reconstruire les segments distaux (Davis *et al.*, 1991 ; Kadaba *et al.*, 1990). Par exemple, la position du bassin, ajoutée aux mesures prises au

niveau des membres inférieurs, permet de retrouver le centre articulaire de la hanche. Celui-ci, aussi combiné aux mesures des membres inférieurs et aux repères du modèle cinématique, permet de retrouver le centre articulaire du genou. Le modèle Plug-in Gait (PiG), utilisé dans cette thèse, se base sur le modèle de Davis (Davis *et al.*, 1991), lui-même basé sur les principes décrits ci-haut. Il s'avère l'un des modèles prédictifs les plus répandus en AQM chez les enfants ayant une PC parce qu'il présente une bonne fiabilité et ne nécessite aucun marqueur en faces médiales des articulations du genou et de la cheville durant l'acquisition du mouvement (McGinley *et al.*, 2009).

Des modèles cinématiques comme le PiG ont été évalués par diverses études afin de mesurer leur reproductibilité et leur fiabilité. McGinley *et al.* (2009) ont effectué une revue de littérature à ce sujet. L'étude a rapporté une excellente ou bonne fiabilité du PiG pour les plans sagittal et frontal (coefficient de corrélation multiple (CCM) :0,8), à l'exception de l'antéversion du bassin et du varus/valgus des genoux (CCM < 0,6) (McGinley *et al.*, 2009). Dans le cadre de l'analyse de la marche, McGinley *et al.* (2009) suggèrent que des erreurs $\leq 2^\circ$ sont très acceptables, et que des erreurs entre 2° et 5° sont considérées raisonnables, mais doivent être prises en compte dans l'interprétation des données. Des erreurs $> 5^\circ$ peuvent mener à une mauvaise interprétation des données (McGinley *et al.*, 2009).

Les modèles cinématiques, comme le PiG, présentent des limites. La définition des centres articulaires et de la position des segments sont dépendants du positionnement des marqueurs réfléchissants. Par exemple, le marqueur de la cuisse influence la rotation de la hanche et le varus/valgus du genou (Baker *et al.*, 1999) dans le modèle PiG. Ainsi, le placement des marqueurs doit être rigoureusement effectué. Les marqueurs sont pour la plupart placés sur la peau au niveau de repères osseux. Cependant, les mouvements de la peau et une importante masse adipeuse peuvent créer des artefacts dans le mouvement et la trajectoire des marqueurs par rapport à la position réelle du repère osseux. En effet, le mouvement enregistré sera influencé par le

mouvement des tissus mous et pourra nuire à la définition du centre articulaire. De plus, dépendant de l'importance de la masse adipeuse, il se peut que la position du marqueur sur la peau soit décalée par rapport à la position réelle du repère osseux (Baker, 2006). Un autre décalage peut survenir dans le cas des enfants ayant une PC. En effet, étant donné les déformations osseuses fréquentes dans cette population, il se peut qu'un décalage se crée entre la position réelle du centre articulaire et celui calculé d'après la méthode prédictive, développée en se basant sur l'anatomie d'une personne avec un développement typique (Baker, 2006). Malgré ces limites, l'AQM basée sur ces modèles s'avère à ce jour, la technique la plus répandue pour évaluer de façon quantitative la démarche des enfants ayant une PC. Le Tableau 1.3 présente un résumé des modèles anthropométriques et cinématiques.

Tableau 1.3. Récapitulatif des modèles anthropométriques et cinématiques

ANTHROPOMÉTRIE		MODÈLE CINÉMATIQUE		
	Proportionnels / Géométriques	Imagerie (Radiographie biplanaire)	Approche fonctionnelle	Approche prédictive
Centre articulaire			Mouvement de grandes amplitudes	Régressions linéaires
Désavantages	Basé sur des études avec des cadavres ou jeune adultes sains Limitations de l'application avec une population ayant des troubles musculo-squelettiques (atrophie musculaire et contractures, déformations osseuses)	Augmentation de la durée du protocole Système d'imagerie dispendieux Dose de radiation (faible)	Artéfacts de peau Peu applicable avec des patients peu fonctionnels et présentant des amplitudes articulaires limitées Peu applicable avec une population pédiatrique, car augmente la durée de l'évaluation par une période de calibration plus longue.	Artéfacts de peau Décalage de la position du centre articulaire réel comparé à celui calculé à partir des marqueurs en présence de déformation osseuse.
Avantages	Estimation des paramètres segmentaires inertiels efficace pour une population moins fonctionnelle à partir des mesures anthropométriques Accessibilité rapide n'augmentant pas la durée du protocole	Paramètres segmentaires inertiels personnalisés Précision	Bonne précision de l'estimation des centres articulaires	Bonne fiabilité (PiG) Aucun marqueur interne durant le mouvement (PiG)

Modèle Cinématique Plug-in Gait (PiG)

Le modèle Plug-in Gait (Vicon Motion Systems, Oxford, UK) sera utilisé dans ce travail de doctorat pour évaluer la cinématique durant la marche (Figure 1.7 et Figure 1.8). Ce modèle est composé d'un modèle cinématique pour les membres inférieurs, basé sur Davis *et al* (1991), 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 la peau des participants, et génère des marqueurs virtuels à partir de cette trajectoire et de mesures anthropométriques des participants. Ces marqueurs virtuels permettent de définir les segments rigides du modèle et d'y attacher un repère local dont l'origine se situe à l'extrémité distale du segment, et dont les axes X, Y et Z ont respectivement une direction antéro-postérieure, médio-latérale, et longitudinale au segment (Davis *et al.*, 1991).

Les mesures nécessaires pour adapter le modèle cinématique à chaque participant sont la masse, la taille, la longueur des jambes, c'est-à-dire la distance entre l'épine iliaque antéro-supérieure et la malléole interne en position debout, la distance entre l'épine iliaque antéro-supérieure et le grand trochanter, la largeur des genoux et des chevilles. Chacune de ces mesures permet de définir les centres articulaires et les segments de façon personnalisée. Une fois les mesures ajoutées au modèle, les segments peuvent être définis à partir de la position des marqueurs réfléchissants positionnés selon le modèle PiG.

Sept segments rigides sont définis au niveau des membres inférieurs : le bassin, le fémur droit et gauche, le tibia droit et gauche ainsi que le pied droit et gauche (Davis *et al.*, 1991). Chacun de ces segments est défini selon un système de 3 axes. Par exemple, le système d'axes pour le segment du fémur est situé 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 1.9A).

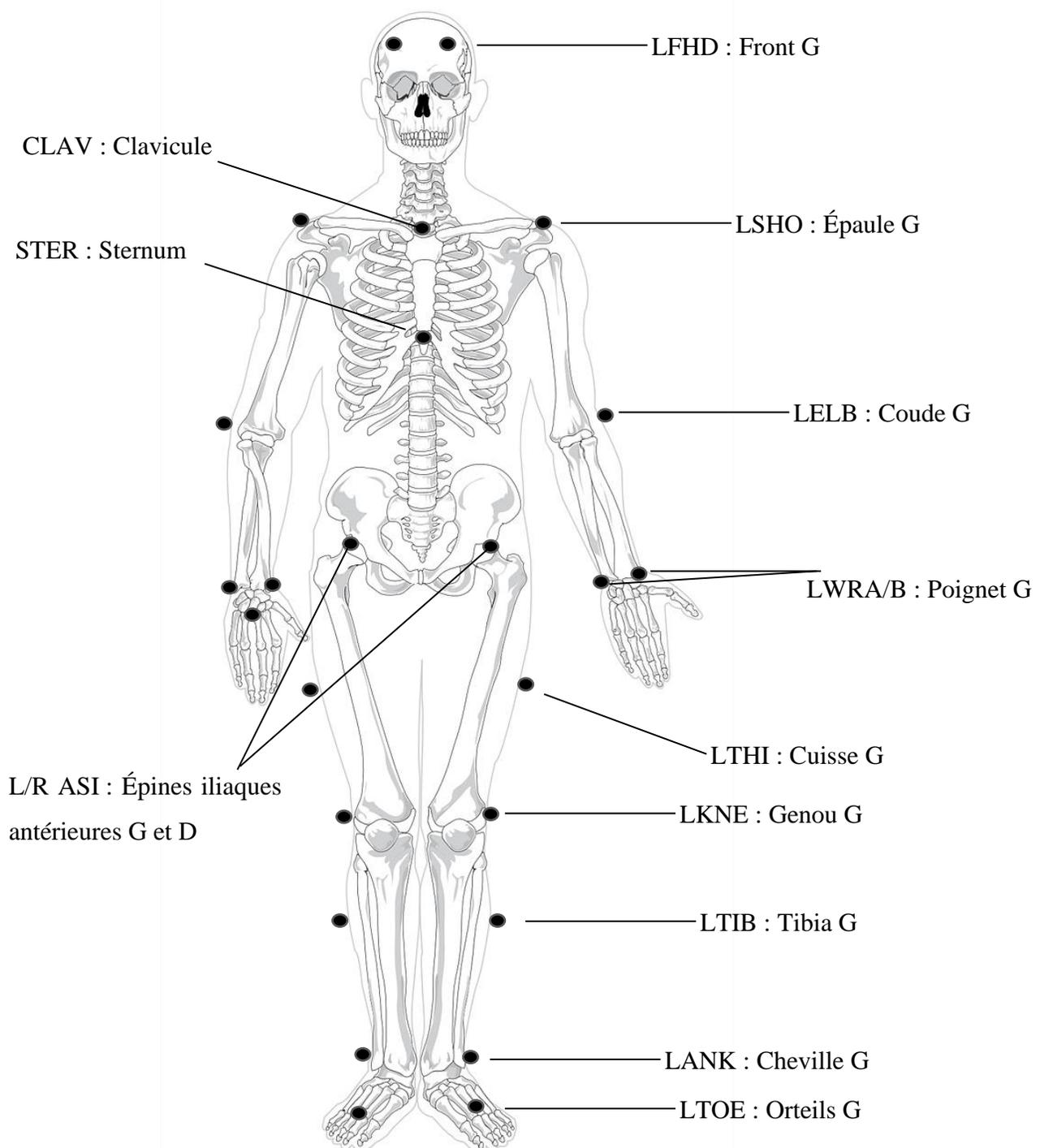


Figure 1.7. Position des marqueurs selon le modèle Plug-In Gait, vue antérieure.

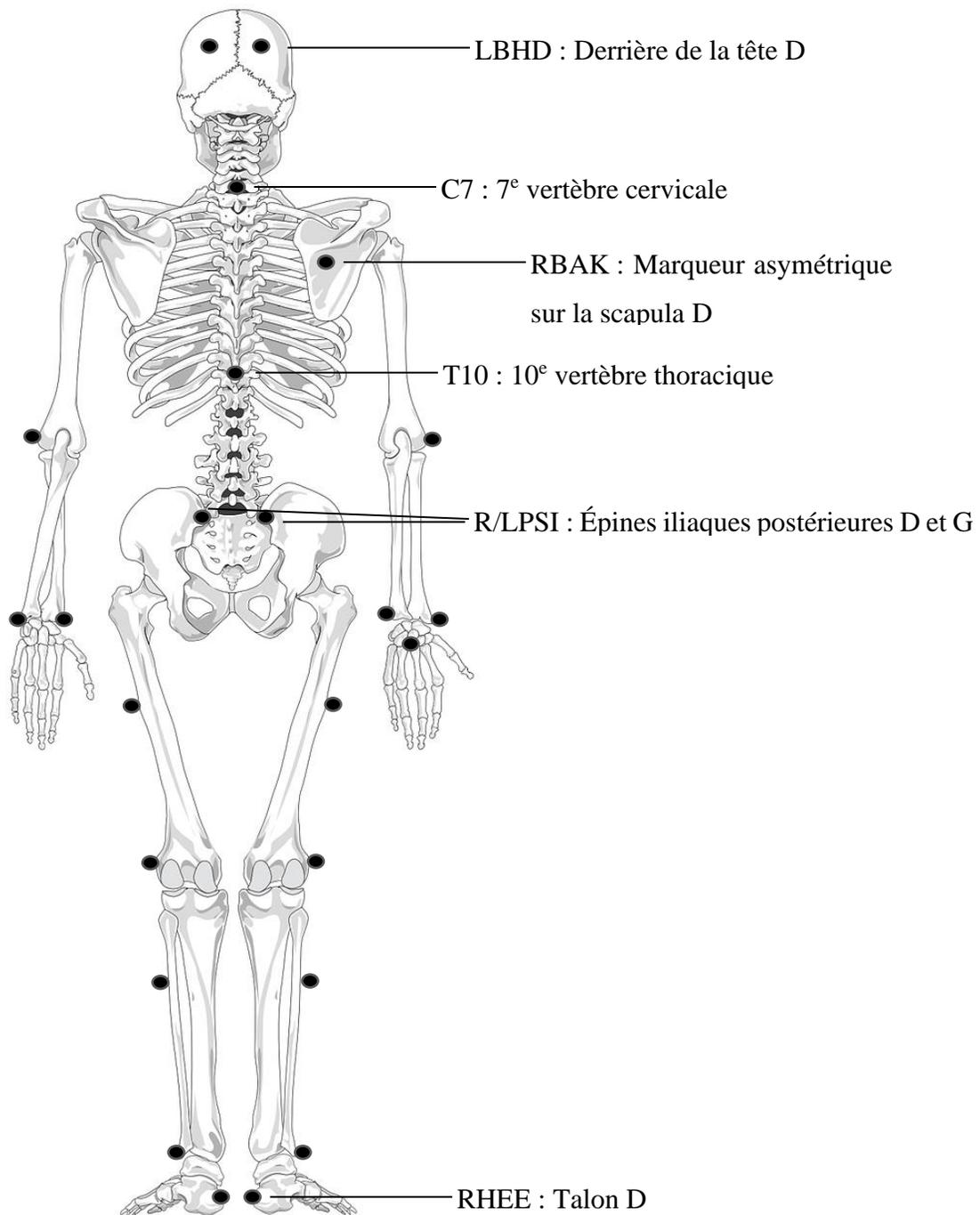


Figure 1.8 Position des marqueurs selon le modèle Plug-In Gait, vue postérieure.

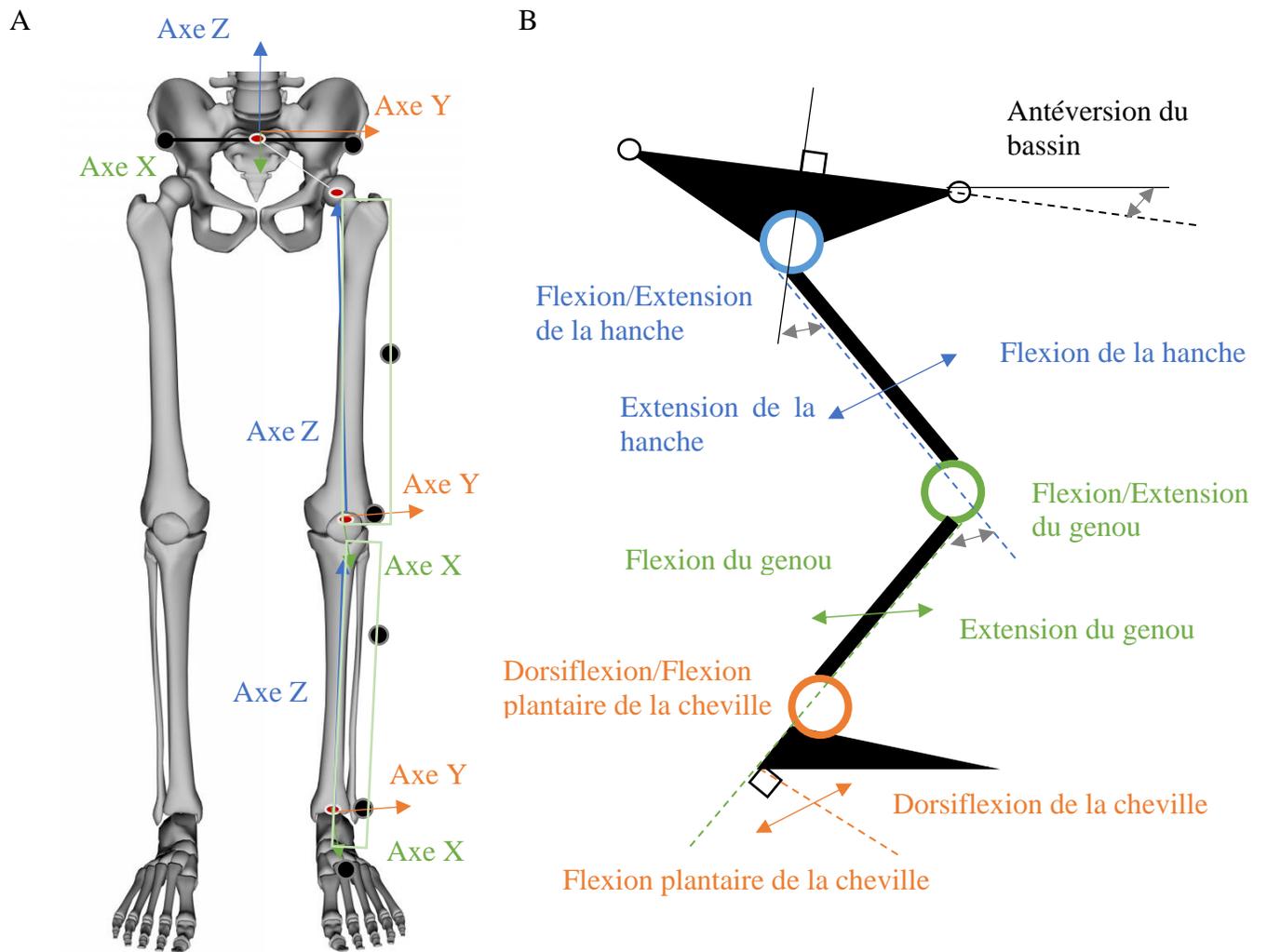


Figure 1.9. (A) Représentation des centres articulaires du bassin, de la hanche, du genou et de la cheville du modèle Plug-in Gait (points rouges), ainsi que les systèmes de référence du bassin et des segments du fémur et du tibia. (B) Représentation des angles dans le plan sagittal. (“Ryan Skeleton” image domaine public, Piotr Siedlecki)

1.3.2.3 Cinétique

Outil de mesure

Lors d'une AQM, des plateformes de force permettent la mesure des forces de réaction au sol. Les plateformes de force sont composées de 4 capteurs de pression triaxiaux, situés aux quatre coins de la plateforme de force. Le déplacement du CdeP est mesuré à partir de la force mesurée par chacun des capteurs de pression (Winter, 2009). Ainsi, si les 4 forces mesurées sont identiques, le centre de pression sera situé au centre de la plateforme. Il sera déplacé à partir du moment où une différence de force sera mesurée entre les capteurs de pression.

Méthodologie d'analyse

À l'aide des données de force de réaction du sol et des données de cinématique, il est possible par dynamique inverse de retrouver les moments de force agissant au niveau des articulations des chevilles, genoux et hanches. Plus précisément, le calcul des moments de force aux articulations est basé sur l'accélération angulaire des segments, les forces de réaction et les moments agissant à l'extrémité distale ainsi que la distance entre le CM du segment et les extrémités proximales et distales (Winter, 1990). Ces paramètres ne seront cependant pas utilisés dans la présente thèse en raison de la difficulté à quantifier les forces exercées sur les aides techniques lors de la marche.

1.3.2.4 Électromyographie

L'électromyographie (EMG) permet la mesure de l'activité électrique des muscles. Les prochaines sections présenteront un rappel théorique sur la contraction musculaire et la genèse du signal myoélectrique ainsi que la méthode de mesure, de traitement et d'interprétation du signal EMG.

Rappel théorique : Contraction musculaire et genèse du signal myoélectrique

Chaque fibre musculaire reçoit une innervation motrice à travers la jonction neuromusculaire. Lorsque le potentiel d'action traversant l'axone moteur arrive à la jonction neuromusculaire, il entraîne la libération du neurotransmetteur Acétylcholine. En se fixant sur les récepteurs membranaires de la fibre musculaire, l'acétylcholine entraîne l'ouverture des canaux aux ions Na^+ provoquant une dépolarisation de la membrane au niveau de la plaque motrice (Enoka, 2015). Si le potentiel de plaque motrice dépasse un certain seuil, il va entraîner la propagation du potentiel d'action musculaire (Figure 1.10) le long de la membrane et des tubules transverses. Ce flux électrique mène à la libération d'ions Ca^{2+} présents dans le réticulum sarcoplasmique, ce qui entraîne l'activation des têtes de myosine et la contraction musculaire à travers l'interaction actine-myosine (Enoka, 2015). En effet, le Ca^{2+} se fixe sur la troponine, une protéine occupant, avec la tropomyosine, les sites de liaison de la myosine avec l'actine (Bear *et al.*, 2010). La fixation du Ca^{2+} sur la troponine expose donc ces sites de liaison et permet la contraction musculaire. La tête de la myosine se fixe à l'actine, pivote et se libère à travers la consommation d'ATP (Bear *et al.*, 2010). La contraction musculaire continue tant que le Ca^{2+} et l'ATP sont disponibles (Bear *et al.*, 2010).

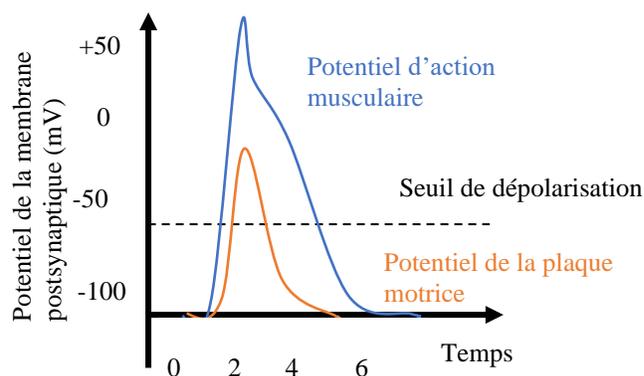
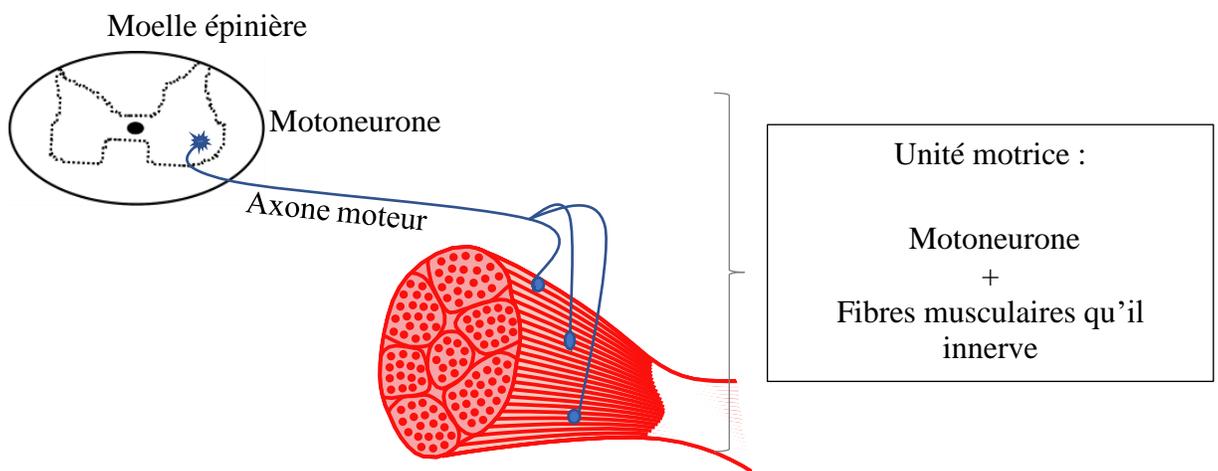


Figure 1.10. Représentation d'un potentiel de la plaque motrice et d'un potentiel d'action musculaire. (Adaptée de Rigoard *et al.*, 2009)

Un motoneurone alpha active plusieurs fibres musculaires à la fois. Le potentiel d'action du motoneurone est donc transmis simultanément à l'ensemble des fibres musculaires innervées par ce dernier. Cet ensemble, constitué d'un motoneurone et des fibres musculaires qu'il innerve, est nommé «unité motrice» (Enoka, 2015) (Figure 1.11). La somme des potentiels d'action des différentes unités motrices représente le signal myoélectrique élémentaire mesuré à la surface d'un muscle (Bouisset et Maton,



1996).

Figure 1.11 Schéma d'une unité motrice (bleue)

Outils de mesure de l'activation musculaire

L'électromyographie (EMG) permet de mesurer une partie du signal myoélectrique. Cette mesure permet de détecter si le muscle est actif et d'évaluer l'intensité de la contraction. Le signal EMG enregistré représente en fait une partie de la somme des trains de potentiels d'action des fibres musculaires recrutées (Bouisset et Maton, 1996) (Figure 1.12).

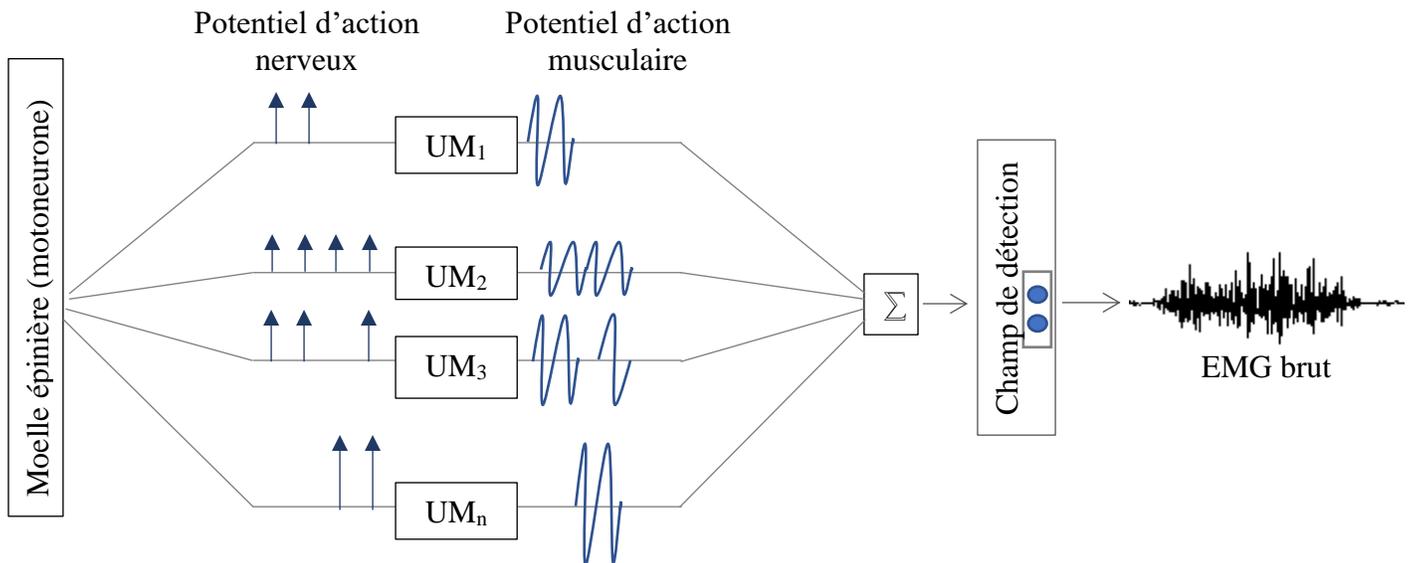


Figure 1.12 Schéma de l'origine du signal EMG. UM : Unité motrice. La somme des trains de potentiels d'action des UM situées dans le champ de détection des électrodes de surface correspond au signal EMG brut. (Basé sur De Luca (1979))

Dans le cas d'une réception bipolaire, l'EMG se base sur la différence de potentiel mesurée entre deux électrodes pour enregistrer le signal myoélectrique (Bouisset et Maton, 1996). La mesure de l'EMG peut, entre autres, se faire à l'aide d'électrodes collées à la surface de la peau. Ces électrodes de surface ont pour avantage de ne pas être invasives, mais leur utilisation se limite à la mesure de l'activation des muscles de surface à proximité de l'électrode. Pour mesurer les muscles profonds, il faut utiliser des électrodes intra-musculaires, mais celles-ci ne seront pas utilisées dans la méthodologie décrite dans cette thèse. L'EMG de surface, avec réception bipolaire, sera plutôt utilisée.

Lors de l'utilisation des électrodes de surface, plusieurs éléments peuvent influencer la qualité du signal enregistré. D'abord, la préparation de la peau avant la pose des électrodes est essentielle. En effet, comme les différentes sécrétions cutanées, les saletés ou les couches cornées agissent comme isolants, le nettoyage de la peau avec une solution dégraissante est nécessaire (Bouisset et Maton, 1996). L'épaisseur de la peau et de la graisse entre l'électrode de surface et le muscle peuvent aussi réduire l'amplitude du signal (Merletti et Farina, 2016).

La distance entre les deux électrodes et le positionnement des électrodes influencent aussi la qualité du signal au niveau de ses fréquences et de son amplitude (De Luca, 1997). En effet, la distance entre les deux électrodes influencera le nombre de fibres musculaires détectée par les électrodes, et affectera ainsi l'amplitude du signal. Si la distance entre les deux électrodes est très petite, le potentiel enregistré par les deux électrodes sera similaire, et la différence de potentiel sera réduite (Enoka, 2015). À l'opposé, si la distance entre les électrodes est trop élevée, le signal enregistré contiendra les activités de plusieurs origines, et sera donc moins précis (Bouisset et Maton, 1996). La distance recommandée entre deux électrodes est de 20 mm ou moins (Hermens *et al.*, 2000 ; Merletti et Parker, 2004). Une récente étude suggère plutôt une distance de 10 mm afin de réduire l'apparition de diaphonie («crosstalk») (De Luca *et al.*, 2012). La diaphonie correspond à un signal qui sera détecté par une électrode au-dessus d'un muscle, mais qui sera « contaminé » par le signal généré par un muscle avoisinant (Merletti et Farina, 2016). La diaphonie se produit avec l'utilisation de l'EMG de surface lorsque le point de détection est à une distance similaire entre les différents muscles (Merletti et Farina, 2016). Elle peut être réduite par l'utilisation d'électrodes de type bipolaire qui mesurent une différence de potentiel entre deux électrodes actives (Merletti et Farina, 2016). De plus, le mode bipolaire permet de réduire le bruit de base du signal commun entre les deux électrodes lors du calcul de différence de potentiel.

Quant au positionnement des électrodes, il est recommandé de suivre l'orientation des fibres musculaires afin de suivre la direction de la propagation des potentiels d'action le long de celles-ci (De Luca, 1997). Les électrodes devraient également être situées entre la zone d'innervation et le tendon, afin d'éviter le bruit et la variation du signal provenant de ces zones (Enoka, 2015 ; Merletti *et al.*, 2001). Les recommandations quant à la position et la distance entre les électrodes ont été publiées par la SENIAM, référence dans le domaine, pour une trentaine de muscles, dont ceux des membres inférieurs (Hermens *et al.*, 2000).

Interprétation du signal EMG

L'EMG fournit des informations à plusieurs niveaux concernant l'activation musculaire. D'abord, des informations au niveau temporel peuvent être obtenues. Il est alors possible de détecter les instants durant lesquels les muscles sont activés (Bouisset et Maton, 1996). Par exemple, durant un cycle de marche, il sera possible de connaître les instants de début et de fin des activations musculaires, et d'évaluer si l'instant ou la durée de l'activation musculaire sont adéquats. Ensuite, des informations au niveau de l'amplitude de l'enveloppe EMG peuvent indiquer le niveau d'activation (Bouisset et Maton, 1996). L'amplitude de l'EMG est grandement influencée par la préparation de la peau, et par le positionnement des électrodes. Il faut ainsi tenir compte de ces éléments lors de l'analyse des données d'amplitude de l'EMG en exprimant le niveau d'activation en fonction d'une activité maximale mesurée lors d'une contraction volontaire maximale (De Luca, 1997). Finalement, une analyse dans le domaine des fréquences peut aussi être réalisée à partir du signal d'EMG. L'analyse du spectre des fréquences permettra d'évaluer certains changements au niveau neuromusculaire (Bouisset et Maton, 1996). Par exemple, la diminution de la fréquence médiane du signal EMG peut être liée à une diminution de la vitesse de conduction du potentiel d'action dans la fibre musculaire (Merletti et Farina, 2016 ; Stulen et Luca, 1981), tel que discuté dans la section fatigue neuromusculaire (Section 1.5.5).

La mesure de l'EMG peut donc servir à des fins cliniques, dans le but de connaître le temps d'activation, et la synchronisation des activités musculaires. Dans les cas de PC, ces mesures peuvent mettre en évidence des contractions d'origine spastique ou un mauvais contrôle moteur sélectif (Gage *et al.*, 2009). Par exemple, une activation musculaire prolongée dans le temps, une activation musculaire inadéquate lorsque le muscle est étiré et la présence de co-activation musculaire peuvent suggérer la présence de contractions spastiques durant la marche. L'analyse fréquentielle du signal EMG permettra de détecter la présence de fatigue musculaire (Allison et Fujiwara, 2002). Ainsi, les informations temporelles et fréquentielles du signal EMG peuvent fournir des indices utiles lors de la marche quant à l'activité musculaire pathologique des enfants ayant une PC.

Traitement du signal EMG

Une fois les signaux enregistrés, des filtres doivent être appliqués pour diminuer le bruit de mesure, ce qui améliorera le rapport signal/bruit du signal EMG (Figure 1.13). En général, dans les cas d'AQM, le traitement du signal EMG le plus commun s'applique comme suit (Winter, 2009) :

- 1- Filtrage du signal : Un filtre passe-bande de 20 à 400Hz est utilisé afin d'éliminer le bruit provenant des artéfacts de mouvement et des signaux électromagnétiques provenant de l'environnement.
- 2- Rectification du signal : Comme le signal EMG enregistré oscille entre des valeurs positives et négatives, une rectification est apportée pour ne garder que les valeurs absolues du signal.
- 3- Enveloppe : Une enveloppe linéaire est par la suite obtenue à l'aide d'un filtre passe-bas de 3-5Hz appliqué sur le signal rectifié.

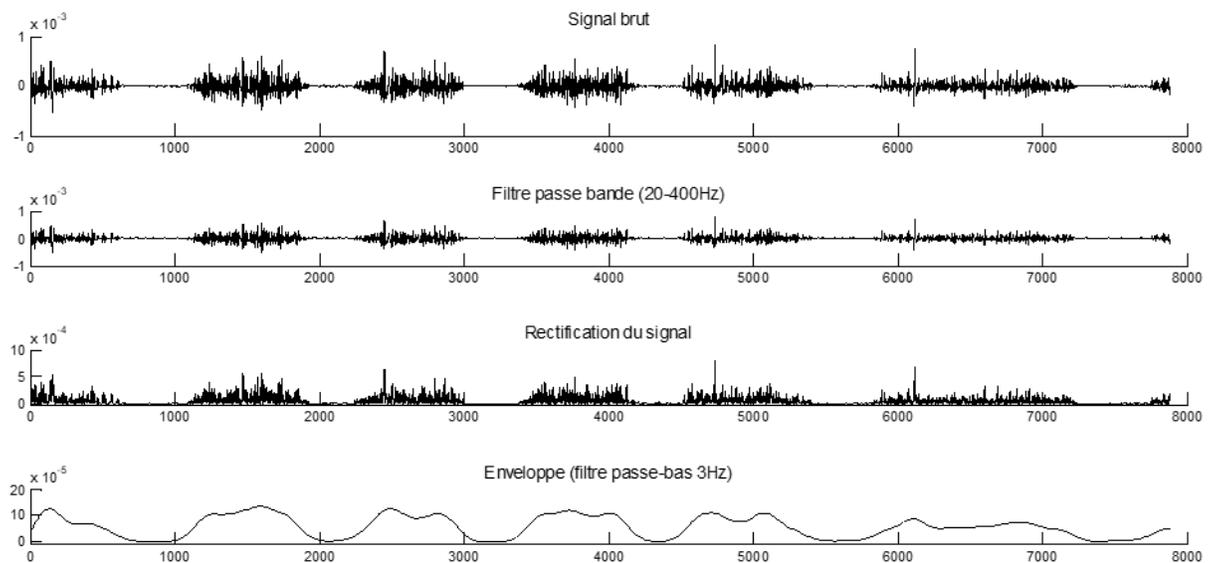


Figure 1.13 Traitement du signal EMG enregistré lors d'une AQM

Les paramètres spatio-temporels, cinématiques, cinétiques et EMG permettent une analyse complète et précise de la marche saine et pathologique en laboratoire. En particulier, les paramètres cinématiques permettent de décrire précisément la démarche des enfants ainsi que les modifications apparaissant avec le temps ou à la suite d'un exercice ou d'une intervention. L'EMG permet notamment d'évaluer l'activité musculaire et est utilisée comme indicateur de fatigue musculaire.

1.3.3 Capacités de marche

Habituellement, l'AQM évalue la biomécanique de la marche à vitesse confortable le long d'un corridor de 10m. Bien que cette évaluation fournisse des données quantitatives pertinentes sur les troubles de la marche, les conditions de passage du test ne reflètent pas entièrement les déplacements quotidiens. En effet, ceux-ci exigent souvent un effort sur une plus grande distance et une plus longue durée. Cette capacité à marcher de manière continue est essentielle pour l'autonomie, la qualité de vie et l'intégration sociale des enfants ayant une PC (Opheim *et al.*, 2009 ; Rimmer, 2001).

Le périmètre de marche, c'est-à-dire la distance parcourue durant un exercice, est un indicateur des habiletés fonctionnelles (Fitzgerald *et al.*, 2016 ; Maher *et al.*, 2008), et de l'endurance musculaire de l'enfant (Eken *et al.*, 2016 ; Leunkeu *et al.*, 2012). La distance parcourue durant un exercice de marche de 6 minutes a été associée au niveau GMFCS chez des enfants ayant une PC (Fitzgerald *et al.*, 2016). Les enfants ayant un niveau GMFCS plus élevé, donc présentant un faible niveau fonctionnel, ont parcouru une moins grande distance au test de marche de 6 minutes (6MWT) (Fitzgerald *et al.*, 2016 ; Maher *et al.*, 2008). Les distances parcourues durant cet exercice, habituellement comprises entre 200 et 500m chez les enfants ayant une PC (Fitzgerald *et al.*, 2016 ; Maher *et al.*, 2008) et entre 515 et 540m chez les enfants ayant un développement typique (Fitzgerald *et al.*, 2016), correspondent aux distances parcourues dans les activités du quotidien (Graham *et al.*, 2004). Ainsi, l'évaluation de la distance qu'un enfant peut parcourir dans un temps donné est un bon indicateur de son niveau fonctionnel, de son endurance durant les déplacements quotidiens et témoigne de son intégration communautaire (Fitzgerald *et al.*, 2016 ; Opheim *et al.*, 2009).

La distance de marche parcourue durant un 6MWT a été mise en relation avec la force musculaire chez les individus ayant une PC (Ferland *et al.*, 2012 ; Gillett *et al.*, 2018). La force isométrique des fléchisseurs plantaires a été positivement associée à la distance parcourue par des adultes ayant une PC spastique unilatérale et bilatérale (GMFCS I-II) (Gillett *et al.*, 2018). Combiné au niveau GMFCS, ce paramètre expliquerait 77% de la variance de la distance parcourue par des adultes ayant un niveau fonctionnel élevé (Gillett *et al.*, 2018). La force des fléchisseurs de la hanche a aussi été positivement associée à la distance de marche. En combinaison avec la force concentrique des fléchisseurs plantaires, elle expliquerait 47,8% de la variance de la distance parcourue chez des enfants et adolescents ayant une PC uni- et bilatérale (GMFCS I-II) (Ferland *et al.*, 2012). Ainsi, dans des groupes ayant un niveau

fonctionnel élevé, la force musculaire semble influencée la distance de marche parcourue durant un 6MWT.

Cependant, dans un groupe d'enfants ayant majoritairement une atteinte bilatérale et un niveau GMFCS I, II ou III, aucune relation entre la distance parcourue et la force musculaire n'a été identifiée par Maanum *et al.* (2010). Ce résultat peut être expliqué par l'utilisation du bilan musculaire manuel plutôt qu'un dynamomètre pour mesurer la force (Maanum *et al.*, 2010). Cette étude a démontré une relation entre la distance de marche et l'angle poplité, mesure clinique évaluant les contractures des ischio-jambiers (Maanum *et al.*, 2010). Comme un grand angle poplité est associé à une meilleure extension du genou durant la marche (O'Sullivan *et al.*, 2018), l'amplitude de mouvement du genou et de la hanche durant la marche pourrait être un facteur influençant la distance parcourue chez des enfants ayant une PC et des atteintes fonctionnelles plus importantes. Une meilleure connaissance des paramètres physiologiques et biomécaniques conditionnant la distance de marche des enfants ayant une PC spastique bilatérale permettrait de préciser les interventions thérapeutiques visant l'amélioration de l'endurance de la marche. Le développement de ces connaissances impose la réalisation d'AQM durant un exercice continu de marche de plusieurs minutes.

1.3.4 Classification des différents patrons de la marche de l'enfant ayant une PC

Plusieurs études ont cherché à classifier la marche des enfants ayant une PC en se basant sur la cinématique du mouvement .

a) Classification de Sutherlands et Davids

Cette classification, développée par Sutherland and Davids (1993) se base sur la cinématique du genou pour différencier différents patrons de marche :

- i) «Jump knee» (genou sautillant) : correspond à une flexion excessive du genou en début d'appui suivie d'une extension en milieu et fin d'appui.
- ii) «Crouch knee» (genou accroupi): correspond à une flexion excessive du genou tout au long du cycle de marche.
- iii) «Stiff knee» (genou raide) : correspond à une extension du genou maintenue durant la phase d'appui, et à une amplitude de mouvement réduite durant la phase de balancement. Le genou présente un manque de flexion.
- iv) «Recurvatum knee» (genou en recurvatum) : correspond à une extension excessive du genou apparaissant au milieu et à la fin de la phase d'appui, ainsi qu'à une amplitude de mouvement réduite durant la phase de balancement. (Sutherland et Davids, 1993)

b) Classification de Rodda

Cette classification développée par Rodda *et al.* (2004) représente une amélioration de la classification de Sutherland et Davids (1993) décrite ci-haut. Plutôt que de se baser uniquement sur la cinématique du genou, la classification de Rodda *et al.* (2004) considère la cinématique de la cheville, du genou, de la hanche et du bassin. Cette étude a donc décrit cinq patrons de marche couramment retrouvés chez les enfants avec une diploégie spastique (Figure 1.14):

- i) «True equinus» (vrai équin) : correspond à une cheville en équin, et un genou en complète extension ou en recurvatum tout au long du cycle de marche.
- ii) «Jump gait» (démarche sautillante): correspond à une cheville en équin apparaissant à la fin de la phase d'appui. Le genou et la hanche sont en flexion

au début de la phase d'appui, puis ont un mouvement d'extension incomplète en fin d'appui.

- iii) «Apparent equinus» (équin apparent) : correspond à une cheville présentant une amplitude de mouvement adéquate, accompagnée d'un genou et d'une hanche en flexion excessive tout au long de la phase d'appui.
- iv) «Crouch gait» (démarche accroupie) : correspond à une flexion excessive de la cheville, du genou et de la hanche tout au long de la phase d'appui.
- v) «Asymmetric gait» (démarche asymétrique): correspond à un patron de marche asymétrique, c'est-à-dire que les deux jambes présentent les caractéristiques de deux patrons de marche différents. (Rodda *et al.*, 2004)

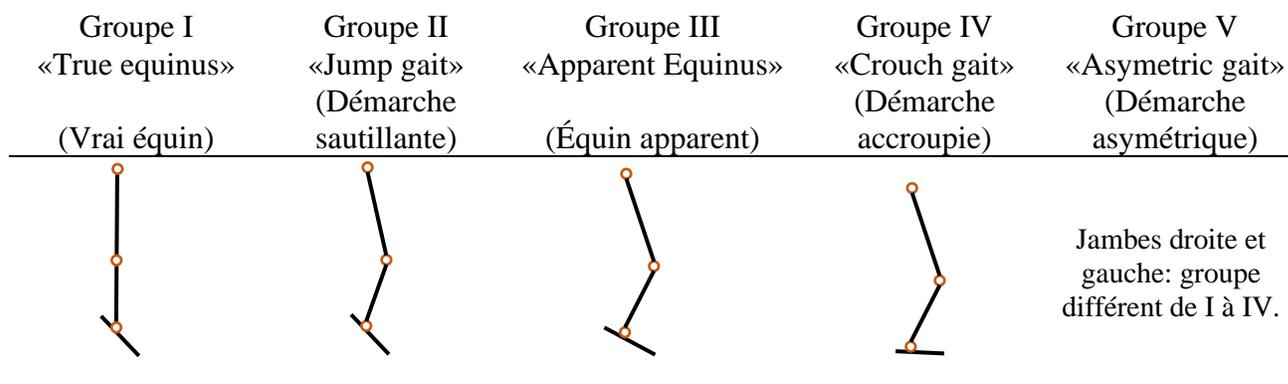


Figure 1.14 Représentation graphique des 5 patrons de marche décrits dans les cas de diplégie spastique (Image adaptée de Rodda *et al.* 2004)

«Crouch gait» et «jump gait» font partie des patrons de marche des plus communs chez les enfants ayant une PC et une atteinte spastique bilatérale (Wren *et al.*, 2005). 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 tout au long du cycle de marche (Rodda *et al.*, 2006). Dans la littérature, plusieurs études ont combiné les patrons

«crouch» et «jump» sous le nom de «flexed-knee gait», puisqu'ils ont tous deux une flexion excessive des genoux en début de cycle (Figure 1.15).

Les termes français «démarche accroupie» et «démarche sautillante» n'étant pas communément utilisés dans le domaine de l'analyse de la marche, les termes anglophones «crouch gait» et «jump gait» seront plutôt utilisés dans la présente thèse.

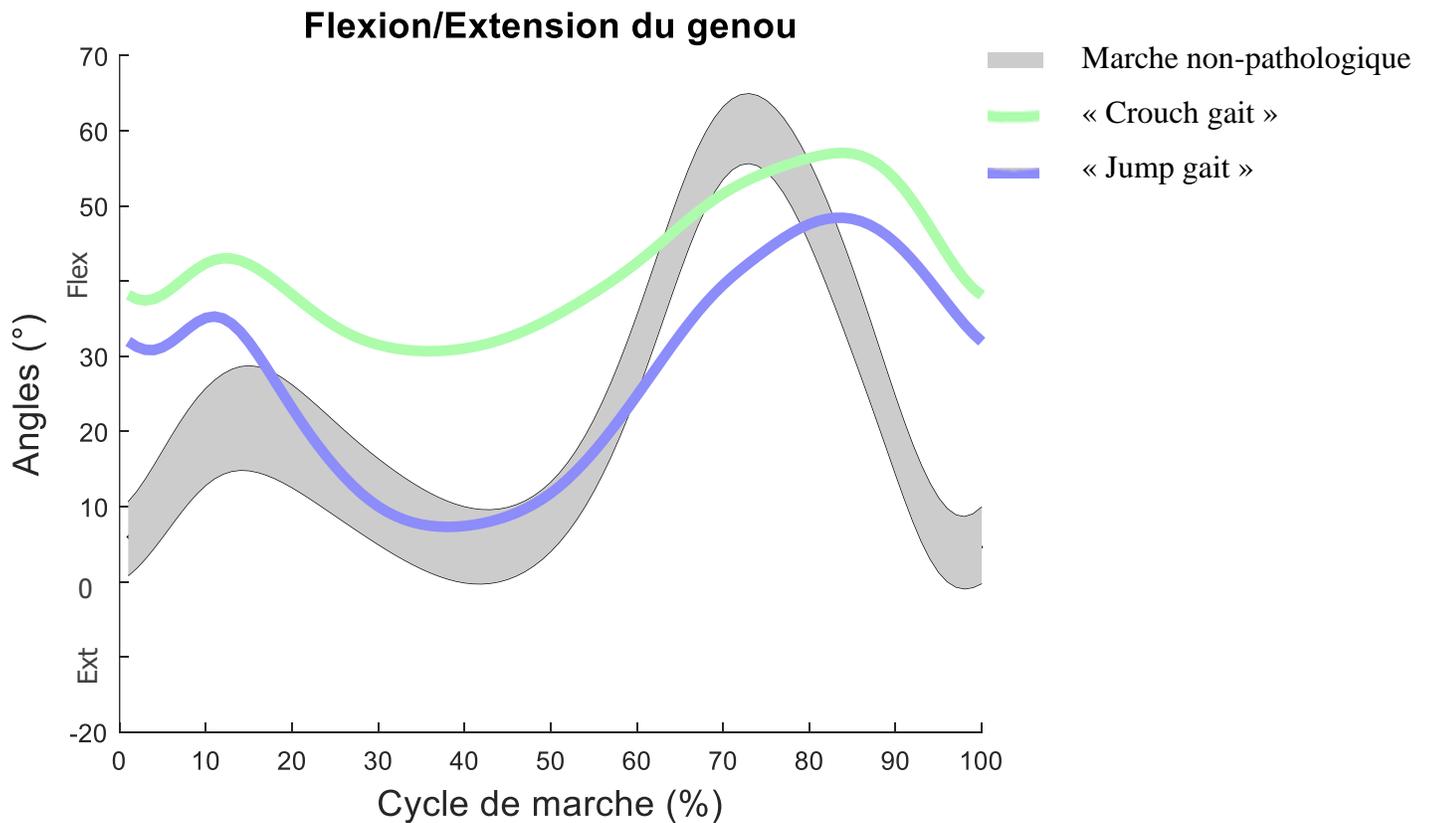


Figure 1.15. Représentation des angles de flexion/extension du genou durant un cycle de marche pour un patron de marche «crouch gait» (vert) et un patron de marche «jump gait» (bleu), par rapport à des données de référence (gris).

1.4 «Flexed-knee gait»

Dans plusieurs études récentes, le patron de marche «flexed knee gait» a été décrit comme une démarche avec une flexion excessive des genoux au contact initial (Church *et al.*, 2018 ; Rha *et al.*, 2016). Cette caractéristique est présente dans le patron de marche «crouch gait» et «jump gait». Cependant, bien qu'ils partagent cette flexion excessive en début de cycle, ces deux patrons présentent des différences importantes, notamment au niveau du couple fléchisseur plantaire/extenseur de genou et au niveau de la sollicitation musculaire. Ces deux éléments seront développés dans la section suivante.

1.4.1 Couple fléchisseur plantaire et extenseur de genou

Le couple fléchisseur plantaire et extenseur de genou (FP/EG) se comporte différemment entre les deux patrons de marche. Ce couple permet, par une activité excentrique du muscle soléaire, de contrôler la progression de la force de réaction du sol durant l'avancement du tibia en phase d'appui (Gage *et al.*, 2009). Cette activation des fléchisseurs plantaires entraîne un avancement du point d'application de la force de réaction du sol qui passe alors devant le genou, et amène un moment de force en extension au genou. La mise en action du couple FP/EG est décrit comme un mécanisme essentiel à l'efficacité de la marche puisqu'il permet de maintenir le genou en extension sans l'action des quadriceps durant la phase de simple appui. Une faiblesse musculaire des fléchisseurs plantaires limite l'efficacité du couple FP/EG. En effet, sans l'action excentrique du triceps sural, la force de réaction du sol passe derrière le genou et génère un moment de force en flexion au niveau de cette articulation (Gage *et al.*, 2009). Dans le patron de marche «crouch gait», ce couple FP/EG est absent, alors qu'il est en partie actif dans le patron de marche «jump gait» (Brunner et Rutz, 2013 ; Sangeux *et al.*, 2015).

1.4.2 Adaptation musculaire et sollicitation des muscles en fonction des patrons de marche

Dans une étude incluant 776 enfants ayant une PC, la longueur du muscle soléaire a été identifiée comme discriminante entre les patrons de marche «crouch gait» et «jump gait» (Sangeux *et al.*, 2015). En effet, des contractures au niveau des fléchisseurs plantaires, ont été associées au patron de marche «jump gait», contrairement au patron de marche «crouch gait» (Sangeux *et al.*, 2015).

Le patron de marche «crouch gait» pourrait plutôt être lié à une faiblesse des fléchisseurs plantaires qui limiterait l'efficacité du couple FP/EG (Gage *et al.*, 2009). Une faiblesse musculaire au niveau du grand fessier pourrait aussi entraîner une flexion des genoux, en créant un flexum dynamique des hanches (Thuilleux, 2011). Rha *et al.* (2016) ont associé une flexion excessive du genou durant la phase de simple appui, telle que décrite dans le patron de marche «crouch gait», à une diminution de la longueur du semimembraneux, en plus d'une diminution de la longueur du gastrocnémien médial. La présence de contracture au niveau des ischio-jambiers a souvent été associée à une augmentation des risques de développer une démarche accroupie (Gage *et al.*, 2009). Toutefois, des contradictions surviennent dans la littérature. En effet, certaines études ont remarqué que tous les enfants ayant ce patron de marche ne présentaient pas des ischio-jambiers plus courts que les enfants au développement typique (Arnold *et al.*, 2006 ; Delp *et al.*, 1996).

Des études de simulation évaluant la contribution des différents groupes musculaires au niveau des membres inférieurs durant la marche ont été effectuées chez des enfants ayant une PC. Dans le cas du patron de marche «crouch gait», la contribution des fléchisseurs plantaires et des quadriceps pour accélérer le centre de masse vers le haut a été soulignée (Steele *et al.*, 2010, 2013). Les ischio-jambiers et les fessiers quant à eux contribuent à la progression vers l'avant durant la phase de simple appui (Steele *et al.*, 2010). Ces simulations ont cependant été effectuées sur un petit échantillon divisé

en sous-groupes contenant chacun 3 participants. Correa *et al.* (2012) ont rapporté que, dans les patrons de marche «crouch gait» et «jump gait», la contribution du moyen fessier pour le support contre la gravité est diminuée. Elle est cependant augmentée par rapport aux valeurs de référence pour l'équilibre médio-latéral dans le patron de marche «jump gait» (Correa *et al.*, 2012). Deux différences ont été identifiées entre les patrons de marche «crouch gait» et «jump gait» au niveau des contributions des fléchisseurs plantaires et du grand fessier durant la marche. D'abord, dans le patron de marche «jump gait», les fléchisseurs plantaires contribuent davantage au support du corps contre la gravité comparativement au patron de marche «crouch gait» et aux valeurs de référence. Ceci pourrait être lié à la position en flexion plantaire de la cheville souvent présente dans le patron de marche «jump gait» (Correa *et al.*, 2012). Puis, dans le patron de marche «jump gait», la contribution du grand fessier pour moduler la progression vers l'avant est similaire aux valeurs de référence, alors qu'elle est grandement augmentée dans le patron de marche «crouch gait» (Correa *et al.*, 2012). Cette différence pourrait être liée la contribution du grand fessier dans l'extension de la hanche dans le patron de marche «crouch gait» (Steele *et al.*, 2010) et l'absence du couple FP/EG (Brunner et Rutz, 2013).

Au vue des différences mentionnées ci-haut, la combinaison des patrons de marche «crouch gait» et «jump gait», bien que souvent réalisée dans les études, doit être faite avec précaution. La contribution musculaire durant la marche est différente au niveau des fléchisseurs plantaires et du grand fessier, et les paramètres cliniques liés à la flexion excessive du genou varient.

1.4.3 Forces et contraintes aux genoux

Chez les enfants ayant une PC de type diplégie spastique, 80% de la variance du moment de support, c'est-à-dire la somme des moments articulaires en extension des membres inférieurs, a été expliquée par la flexion du genou (McNee *et al.*, 2004). En d'autres mots, les enfants marchant en «flexed knee gait» sollicitent principalement

leurs extenseurs du genou pour éviter de s'affaisser (McNee *et al.*, 2004). Cette position fléchie augmente cependant le travail musculaire exigé pour marcher (Hicks *et al.*, 2008 ; Steele *et al.*, 2012). En effet, cette démarche en flexion requiert une plus grande force au niveau des quadriceps, et la force nécessaire augmente avec la sévérité de l'affaissement des membres inférieurs (Steele *et al.*, 2012).

1.4.4 Détérioration de la marche lors d'un exercice continu de marche

Une détérioration du patron de marche «crouch gait» a été rapportée à la suite d'un court exercice de marche représentatif des déplacements quotidiens (Parent *et al.*, 2016). En effet, une augmentation de la flexion des genoux ainsi qu'une diminution de la hauteur du centre de masse ont été observées après 6 minutes de marche. Ce résultat suggère que la détérioration de la cinématique de la marche peut survenir lors des déplacements quotidiens et entraîner des contraintes néfastes à court terme. Étant donné la faiblesse musculaire de ces enfants, il est possible que cette détérioration soit liée à de la fatigue musculaire survenant durant l'exercice de marche continue (Eken *et al.*, 2018). Chez les enfants ayant une PC, la fatigue musculaire a été évaluée principalement à partir de la perte de force lors d'exercices à contractions isométriques ou isocinétiques (Eken *et al.*, 2013 ; Leunkeu *et al.*, 2010 ; Moreau *et al.*, 2009 ; Stackhouse *et al.*, 2005). À notre connaissance, une seule étude a rapporté de la fatigue au niveau des muscles de la cheville à la suite d'une marche de 5 minutes (Eken *et al.*, 2018).

1.5 Fatigue neuromusculaire

La fatigue musculaire est liée à la réduction de la capacité d'un muscle à générer de la force ou de la puissance suite à un exercice (Gandevia, 2001). Cette condition est cependant réversible avec une période de repos (Gandevia, 2001). L'origine de la fatigue peut être centrale ou périphérique. Les prochains paragraphes décriront ces

deux types de fatigue ainsi que leur origine. Puis, les méthodes de mesure de la fatigue neuromusculaire utilisées dans la littérature seront développées, en particulier l'utilisation de l'EMG durant la marche. Une dernière section concernera plus spécifiquement la mesure de la fatigue chez les enfants ayant une PC.

1.5.1 Fatigue centrale

La fatigue centrale correspond à une diminution de la capacité d'activation volontaire d'un muscle (Taylor et Gandevia, 2008). Elle a pour origine des sites au niveau du système nerveux central. Elle peut donc provenir d'un changement au niveau de l'excitabilité des cellules du cortex moteur (Ament et Verkerke, 2009) ou d'une commande réduite du cortex vers les motoneurons de la voie corticospinale, conduisant à une activation altérée des unités motrices (Boyas et Guével, 2011). La fatigue centrale peut être mesurée à l'aide d'une stimulation électrique du nerf moteur périphérique durant une contraction volontaire maximale (Gandevia, 2001). La mesure d'une force surimposée par cette stimulation durant la contraction indique une activation volontaire diminuée et est associée à de la fatigue. La fatigue entraînera une diminution de la fréquence de décharge des unités motrices ou de leur recrutement (fatigue spinale) ou une diminution du signal excitateur provenant du cortex moteur (fatigue supraspinale) (Gandevia, 2001). Afin d'identifier si cette fatigue apparaît au niveau spinal ou supraspinal, la stimulation magnétique transcrânienne peut être utilisée. Une telle stimulation durant une contraction volontaire maximale permet d'évaluer la réponse du muscle à une commande provenant du cortex. Si une force surimposée importante est mesurée, cela signifie qu'en présence d'une excitation adéquate du cortex moteur, le muscle peut générer plus de force. Une fatigue supraspinale est donc mise en évidence.

La fatigue centrale peut apparaître à travers la réduction de l'excitabilité corticale liée à une accumulation de neurotransmetteurs (ex. sérotonine, dopamine, noradrénaline) ou à des afférences musculaires fournissant des informations en lien avec l'état des

muscles (ischémie, accumulation de potassium ou de lactate, etc.) (Boyas et Guével, 2011). Elle peut aussi être liée à des afférences inhibitrices provenant des récepteurs intramusculaires et des fuseaux neuromusculaires qui influenceraient la fréquence de décharge et le recrutement des unités motrices (Boyas et Guével, 2011).

1.5.2 Fatigue périphérique

La fatigue périphérique peut apparaître au niveau de la jonction neuromusculaire ou du muscle lui-même. Elle correspond à une diminution de la force contractile d'un muscle (Taylor et Gandevia, 2008) ainsi qu'à une altération de la transmission du potentiel d'action (Boyas et Guével, 2011). La fatigue périphérique peut être identifiée à partir d'une diminution de l'amplitude de force mesurée à la suite d'une stimulation du nerf moteur périphérique d'un muscle au repos (Taylor et Gandevia, 2008). Cela signifie que, malgré un signal excitateur adéquat, les fibres musculaires n'ont pas été en mesure de restituer le niveau de force attendu. La mesure de l'activité musculaire durant la stimulation permet également d'évaluer l'amplitude de l'onde M générée par les potentiels d'action des axones efférentes (Enoka, 2015). Elle traduit donc les défaillances au niveau de la transmission neuromusculaire entre le site de la stimulation électrique et les fibres musculaires.

L'altération de la transmission neuromusculaire peut survenir à cause d'une diminution de l'excitabilité de la membrane du sarcolemme menant à une propagation inadéquate du potentiel d'action, ou d'une défaillance dans la quantité ou dans la libération des neurotransmetteurs à la jonction neuromusculaire (Boyas et Guével, 2011). Une altération des propriétés contractiles du muscle peut aussi expliquer la fatigue périphérique. Elle sera liée à la diminution de la libération de Ca^{2+} et son rôle dans les mécanismes menant à la production de force (Boyas et Guével, 2011). L'accumulation d'ions H^+ et de phosphate inorganique (Pi) peuvent affecter la libération de Ca^{2+} et l'interaction actine-myosine (Ament et Verkerke, 2009 ; Boyas et Guével, 2011). Cela entraînera donc une diminution de la production de la force.

1.5.3 Sagesse musculaire

Les fatigues centrale et périphérique sont liées puisque la modulation des afférences périphériques conduit à la modulation des sites centraux, qui influencent à leur tour le recrutement des unités motrices et la fréquence de décharge (Millet *et al.*, 2012). Ce lien étroit entre les fatigues centrale et périphérique, nommé sagesse musculaire, est supposé protéger les fibres musculaires d'une surcharge de travail entraînant des dommages (Gandevia, 2001). Des afférences périphériques permettraient d'informer les sites centraux de la réduction de force produite par les fibres musculaires. Les sites centraux pourraient alors moduler l'excitabilité des motoneurones (Boyas et Guével, 2011 ; Gandevia, 2001). Cette théorie semblerait toutefois être dépendante des tâches et des muscles, et serait davantage avérée lors des contractions maximales isométriques, plutôt que lors de contractions isométriques sous-maximales ou dynamiques (Boyas et Guével, 2011).

1.5.4 Fatigue centrale vs périphérique : Type d'exercice, durée et intensité

La fatigue neuromusculaire a été étudiée à la suite de divers types d'exercices. L'apparition de fatigue semble différer entre des exercices à contraction maximale isométrique et des exercices fonctionnels tels que la course ou le pédalage (Enoka *et al.*, 2011 ; Jubeau *et al.*, 2014 ; Sidhu *et al.*, 2009). Ces derniers requièrent davantage d'énergie et ont une demande cardiovasculaire et ventilatoire plus grande que les contractions maximales isométriques, en plus d'utiliser un plus grand nombre de groupes musculaires à la fois (Carroll *et al.*, 2017). L'origine de la fatigue (centrale ou périphérique) semble donc varier selon le type d'exercice, la durée et l'intensité de cet exercice (Jubeau *et al.*, 2014 ; Lepers *et al.*, 2002 ; Thomas *et al.*, 2016). La fatigue centrale serait plutôt dépendante de la durée de l'exercice, c'est-à-dire qu'elle apparaîtrait principalement lors d'un exercice de longue durée à faible intensité (Thomas *et al.*, 2016). La fatigue périphérique serait plutôt dépendante de l'intensité de l'exercice. Elle apparaîtrait donc principalement lors d'un exercice à haute intensité

et de courte durée (Thomas *et al.*, 2016). La récupération de la fatigue centrale et périphérique semble aussi varier en fonction du type d'exercice, de la durée ainsi que de l'intensité de l'exercice (Carroll *et al.*, 2017). À la suite de longs exercices de pédalage représentatifs du Tour de France de 2007, la fatigue périphérique semblait avoir diminué après 2 jours de repos, alors que la fatigue centrale semblait persister (Ross *et al.*, 2010). À l'opposé, un court exercice exigeant une série de flexion/extension du genou exécutée le plus rapidement possible a mené à une fatigue périphérique dont la récupération était de 1 à 2 minutes (Froyd *et al.*, 2013). Cette observation souligne une limite des méthodes de mesure de la fatigue neuromusculaire considérant que le temps de récupération peut être court suite à certaines modalités d'exercice. Ainsi, le temps nécessaire à l'installation des participants sur l'ergomètre après la réalisation de la tâche fatigante permet la mise en place des processus de récupération avant les mesures post-exercice (Jubeau *et al.*, 2014).

1.5.5 Mesure de la fatigue neuromusculaire

Tel que mentionné précédemment, la stimulation magnétique transcrânienne combinée à la stimulation électrique du nerf moteur périphérique permettent la mesure de la fatigue neuromusculaire et la distinction entre la fatigue périphérique et centrale. Cette méthode de stimulation nécessite cependant plusieurs systèmes dispendieux et limite la mesure de la force et de la fatigue musculaire à un ou deux muscles durant des contractions volontaires maximales isométriques. De plus, cette mesure sera grandement influencée par la motivation et la compréhension du participant à effectuer une contraction maximale (Millet *et al.*, 2012).

À partir de la mesure de force, certaines études ont mesuré l'apparition de fatigue en se basant sur la diminution de la force maximale représentée par la pente d'une régression linéaire (Eken *et al.*, 2013 ; Moreau *et al.*, 2009, 2016b), ou sur le taux de déclin de la force maximale, représenté par la pente moyenne de la courbe des moments de force en fonction du temps (Moreau *et al.*, 2012). Cependant, cette mesure de la

fatigue considère que la fatigue n'apparaît qu'à partir de l'instant où l'incapacité à générer de la force survient (Merletti et Parker, 2004). Pourtant, des changements physiologiques surviennent avant la perte de force, et ceux-ci peuvent être mesurés à partir de l'électromyographie. Ainsi, la mesure de l'EMG a été ajoutée à la mesure de la diminution de force générée à la suite d'une série de contractions isocinétiques maximales ou sous-maximales (Eken *et al.*, 2013, 2014 ; Leunkeu *et al.*, 2010).

L'erreur moyenne quadratique et l'amplitude du signal EMG normalisé ont été utilisées chez des enfants ayant une PC lors de protocoles isocinétiques (Eken *et al.*, 2013, 2014 ; Leunkeu *et al.*, 2010), et de mouvement de squat (Eken *et al.*, 2017). En parallèle à ces valeurs d'EMG, il est aussi intéressant de mesurer l'évolution de la fréquence médiane des signaux EMG. En effet, le décalage de la fréquence médiane vers les basses fréquences a été validé comme mesure reflétant la présence de fatigue musculaire (Allison et Fujiwara, 2002 ; Beck *et al.*, 2014 ; Cifrek *et al.*, 2009). Ce décalage vers les basses fréquences serait principalement lié à la diminution de la vitesse de conduction des fibres musculaires suite à une altération de l'excitabilité de la membrane du sarcolemme (Cifrek *et al.*, 2009 ; Merletti et Farina, 2016 ; Stulen et Luca, 1981). La synchronisation temporelle des unités motrices a aussi été suggérée pour expliquer le décalage vers les basses fréquences (Cifrek *et al.*, 2009). Ainsi, la pente représentant la diminution de la fréquence médiane du spectre de puissance de l'EMG a été utilisée dans plusieurs études (Eken *et al.*, 2014, 2017 ; Leunkeu *et al.*, 2010), en complément à la perte de force (Eken *et al.*, 2013), pour décrire la présence de fatigue musculaire.

1.5.6 Mesure de la fatigue durant la marche par l'EMG

Quelques études ont validé l'utilisation du domaine fréquentiel du signal EMG durant un mouvement dynamique pour la mesure de la fatigue (Hussain et Mamun, 2012 ; Lauer *et al.*, 2007 ; Prosser *et al.*, 2010). La méthode la plus fréquemment utilisée pour calculer le spectre de puissance s'avère la Transformée de Fourier. Cette méthode peut

être appliquée adéquatement lorsque le signal est stationnaire. Or, le signal EMG présente une caractéristique non-stationnaire, c'est-à-dire que les caractéristiques fréquentielles diffèrent à chaque instant, qui plus est lors de tâches dynamiques comme la marche. La composante temporelle du signal est donc essentielle à considérer lors de l'analyse de l'EMG. Ainsi, une méthode pouvant tenir compte des caractéristiques fréquentielles variables dans le temps est nécessaire. L'intérêt de la Transformée en ondelettes apparaît pour ce type d'analyse (Karlsson *et al.*, 2000). En effet, les ondelettes permettent la représentation en temps-fréquence de la puissance du signal (Cifrek *et al.*, 2009). Ainsi, les composantes fréquentielles du signal sont calculées à chaque instant. Les aspects temporels du signal sont donc considérés dans l'analyse.

Hussain *et al.* (2012) ont validé l'utilisation des ondelettes au lieu des Transformées de Fourier pour exprimer le signal dans le domaine des fréquences, et ainsi obtenir la fréquence médiane comme indice de fatigue durant la marche d'adultes sains. L'utilisation de l'EMG a donc été validée pour déterminer la présence de fatigue musculaire lors de mouvements dynamiques. La fréquence médiane est le principal paramètre utilisé pour évaluer la présence de fatigue durant l'exercice.

Comme mentionné précédemment, l'EMG a pour avantage de mesurer des changements physiologiques survenant au niveau du muscle avant la perte de force (Merletti et Parker, 2004). Cette méthode permet également l'évaluation de l'apparition de la fatigue durant un exercice fatigant, et évite ainsi la période de récupération survenant dans les minutes suivant cet exercice. Bien que cet outil de mesure ait plusieurs avantages pour l'évaluation de la fatigue musculaire, il présente aussi un inconvénient. Cette méthode ne permet pas la distinction entre la fatigue centrale et périphérique. L'utilisation de l'EMG est cependant bien répandue dans les laboratoires de marche. Il s'agit d'un système de mesure non invasif et ne prenant pas beaucoup de temps d'installation, contrairement aux stimulations magnétiques transcrâniennes. C'est donc cet outil de mesure qui sera utilisé dans la présente thèse pour évaluer la

fatigue musculaire chez les enfants ayant une PC durant un exercice de marche à partir d'une analyse en temps-fréquence.

1.6 Fatigue musculaire chez les enfants ayant une PC

La fatigue est souvent rapportée par les personnes ayant une PC (Brunton et Rice, 2012), en particulier celles ayant des atteintes fonctionnelles importantes (Brunton et Bartlett, 2017). Il s'agit d'un facteur influençant les activités du quotidien et limitant les déplacements et l'autonomie (Brunton, 2018), tous deux essentiels à l'intégration sociale. Comme précisé ci-haut, l'apparition de fatigue peut entraîner une détérioration de la cinématique de la marche sur de longues ou de courtes distances.

Les conclusions quant à la présence de fatigue chez les enfants ayant une PC sont contradictoires parmi les études qui ont utilisé des exercices de force isocinétique ou des mouvements de squats. En effet, certaines études suggèrent que les enfants ayant une PC sont plus résistants à la fatigue que les enfants ayant un développement typique (Eken *et al.*, 2013 ; Moreau *et al.*, 2009, 2016b). En condition pré-fatigue, ils présentent moins de force que les enfants ayant un développement typique, mais après l'exercice, le déclin de la force et de la fréquence médiane n'est pas aussi important que celui des enfants ayant un développement typique (Eken *et al.*, 2013 ; Moreau *et al.*, 2016b). La prédominance des fibres musculaires de type I, principalement associées aux unités motrices lentes et résistantes à la fatigue, chez les enfants ayant une PC (Mockford et Caulton, 2010) pourrait expliquer en partie ces résultats. Cependant, d'autres études ont plutôt observé la présence de fatigue musculaire (Eken *et al.*, 2014, 2017 ; Leunkeu *et al.*, 2010). Ces études suggèrent que les enfants ayant une PC seraient incapables de recruter les unités motrices à décharge élevée (Leunkeu *et al.*, 2010), et qu'ils seraient dans l'incapacité d'effectuer des contractions maximales. Eken *et al.* (2014) ont proposé l'utilisation de contractions sous-maximales en isocinétisme, afin d'être plus représentatif de l'intensité des contractions réalisées au quotidien. Durant ce protocole,

les enfants ayant une PC ont démontré une moins bonne endurance musculaire que les enfants ayant un développement typique. La PC semble donc limiter la capacité à performer des mouvements répétitifs à contractions sous-maximales (Eken *et al.*, 2014). Cette limitation est probablement liée à la faiblesse musculaire retrouvée chez les enfants ayant une PC (Eken *et al.*, 2014).

La force musculaire nécessaire pour effectuer une série de contractions isocinétiques maximales ou sous-maximales est cependant différente de celle nécessaire aux tâches fonctionnelles du quotidien. En effet, les contractions isocinétiques mesurent la force musculaire et l'apparition de la fatigue sur les muscles de façon isolée, alors que dans le cas de la locomotion, les enfants doivent synchroniser l'activation de plusieurs groupes musculaires à la fois pour permettre le déplacement corporel, tout en soutenant le poids du corps contre la gravité.

Eken *et al.* (2017) ont validé l'utilisation des squats pour mesurer la fatigue chez les enfants ayant une PC. Ce test permet d'évaluer la présence de fatigue musculaire à l'aide d'un exercice activant l'ensemble des muscles de la chaîne postérieure des membres inférieurs. La répétition de ce mouvement a mené à l'apparition de fatigue musculaire, mesurée par la diminution de la fréquence médiane du signal EMG, en particulier au niveau du droit fémoral et du vaste latéral. Les enfants ayant une PC ont accompli moins de squat que les enfants ayant un développement typique, et ont adoptés une position plus fléchie au niveau des genoux avec la répétition du mouvement (Eken *et al.*, 2017). L'apparition de la fatigue a ainsi amené une détérioration de la qualité du mouvement en squat. Ces changements biomécaniques peuvent être liés à l'apparition d'une fatigue centrale ou d'une fatigue périphérique.

La présence de fatigue musculaire durant un exercice continu de marche a été évalué dans une récente étude chez des enfants ayant une PC (Eken *et al.*, 2018). Après cinq minute de marche continue, une fatigue musculaire a été identifiée au niveau des

muscles de la cheville en se basant sur la diminution de la fréquence médiane du signal EMG. L'étude ne rapporte cependant pas de données cinématiques afin d'aider à l'interprétation des résultats. De plus, le groupe d'enfants inclus avait un niveau fonctionnel élevé, rapportait peu de fatigue dans le quotidien et présentait des patrons de marche différents (Eken *et al.*, 2018). Finalement, la méthode de la Transformée de Fourier a été utilisée pour calculer la fréquence médiane, alors que la méthode des ondelettes serait plus juste à utiliser durant la marche, tel que mentionné dans la section 1.5.6.

Chez les enfants ayant une PC, Lauer *et al.* (2007) ont validé l'utilisation des ondelettes durant la marche. La méthodologie proposée visait à calculer un indice de la qualité globale de la marche basé sur des mesures EMG traitées avec des ondelettes et une analyse de composante principale (Lauer *et al.*, 2007). Cet indice corrélait avec la cinématique et la cinétique de la marche ainsi qu'avec des mesures cliniques (GMFCS et GMFM-D et E). Les auteurs proposaient l'utilisation de cet indice comme complément aux données d'AQM standard. Prosser *et al.* (2010) ont utilisé les ondelettes afin d'évaluer l'activité des muscles du tronc et des hanches lors de la marche chez les enfants ayant une PC et des enfants ayant un développement typique (Prosser *et al.*, 2010). La fréquence moyenne a été comparée entre les deux groupes durant un cycle de marche. La fréquence moyenne chez les enfants ayant une PC s'est avérée plus élevée et plus variable d'un pas à l'autre. Les auteurs expliquent ce résultat par une activation musculaire ainsi qu'un recrutement des unités motrices altérés (Prosser *et al.*, 2010).

La fréquence médiane et moyenne du spectre de puissance du signal EMG peuvent être calculée à partir de la méthode des ondelettes. Ces paramètres et cette méthode d'analyse de l'EMG ont été validés chez les enfants ayant une PC et peuvent fournir des informations pertinentes sur la présence de fatigue musculaire durant un exercice de marche représentatif du quotidien.

1.7 Bilan de la revue de littérature

Les atteintes primaires et secondaires retrouvées chez les enfants ayant une PC mènent à des limitations fonctionnelles et à des troubles de la marche. L'AQM a permis de mettre en évidence une grande hétérogénéité dans la cinématique de la marche chez ces enfants. Cette variabilité mène à différents patrons de marche qui sollicitent différemment les muscles durant la marche. Ainsi, une fatigue musculaire à différents muscles pourrait apparaître durant un exercice de marche représentatif du quotidien.

La performance à un tel exercice peut être influencée par plusieurs facteurs. Entre autres, la force et la fatigue musculaire ainsi que la cinématique de marche pourraient affecter la distance parcourue durant l'exercice. L'identification des facteurs affectant cette performance guiderait les interventions thérapeutiques visant à améliorer les capacités de marche durant les activités du quotidien.

CHAPITRE II

OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

Tel que mentionné dans la revue de littérature, les adaptations musculosquelettiques et neurophysiologiques complexes de la PC limitent les habiletés motrices. En effet, la faiblesse, l'hypertonie, et les contractures musculaires ainsi que les déformations osseuses contraignent la biomécanique de la marche de manière très variable. Ainsi, les différents patrons de marche décrits chez les enfants ayant une PC spastique bilatérale, tels que «crouch gait» ou «jump gait», impliquent un travail musculaire différent pouvant mener à une fatigue musculaire spécifique au patron de marche et pouvant limiter les performances au cours d'un exercice continu de marche.

2.1 Objectif général

L'objectif général de cette thèse était d'évaluer les changements de la cinématique lors d'un exercice de marche représentatif des déplacements quotidiens, et de mettre en évidence les paramètres associés à la distance parcourue et aux changements cinématiques intervenant durant l'exercice. Il était attendu que le patron de marche, la force et la fatigue musculaire soient des paramètres clés dans les changements de la cinématique. Les résultats de ces études contribueront à préciser les interventions thérapeutiques visant l'amélioration des capacités de marche chez l'enfant ayant une PC spastique bilatérale, notamment les marcheurs les plus faibles afin de favoriser leur intégration sociale.

2.2 Objectifs spécifiques

Pour répondre à l'objectif général de cette thèse, deux objectifs spécifiques ont été déterminés.

2.2.1 Objectif spécifique 1

Le premier objectif spécifique de cette thèse était d'évaluer l'influence de la cinématique de la marche, de la force musculaire et du niveau GMFCS sur la distance parcourue durant un exercice de marche représentatif des déplacements quotidiens chez des enfants ayant une PC spastique bilatérale. Cette première étude permettra donc d'identifier le lien entre la distance de marche et la démarche ainsi que la force musculaire.

Hypothèse 1.1 : La force musculaire des fléchisseurs de hanche sera associée positivement à la distance de marche.

Hypothèse 1.2 : Une augmentation de la flexion des membres inférieurs, en particulier au niveau de la hanche, sera associée à une faible distance de marche.

Hypothèse 1.3 : Le niveau GMFCS, traduisant le niveau fonctionnel de l'enfant, sera associé négativement à la distance de marche.

2.2.2 Objectif spécifique 2

Au vu de l'hétérogénéité de la cinématique de la marche chez les enfants ayant une PC, le travail musculaire requis pour marcher peut varier en fonction des patrons de marche. Le deuxième objectif spécifique de cette thèse était d'évaluer les changements de la cinématique et la fatigue musculaire au cours d'un exercice de marche en fonction de la force musculaire et des patrons de marche les plus communs chez les enfants ayant une PC. Afin d'atteindre cet objectif, deux sous-objectifs ont été définis.

2.2.2.1 Sous objectif 1 – Détérioration du patron de marche «crouch gait»

L'objectif de la deuxième étude était d'évaluer les changements de la cinématique et de la fatigue musculaire durant un exercice de marche représentatif des déplacements quotidiens chez des enfants ayant une PC et marchant en «crouch gait». Cette étude permettra, pour un patron de marche précis, de mettre en relation les changements de la cinématique et la force musculaire.

Hypothèse 2.1.1 : Une augmentation de la flexion des genoux sera observée à la fin de l'exercice de marche.

Hypothèse 2.1.2 : Une fatigue des quadriceps, muscles extenseurs des genoux, sera observée à la fin de l'exercice de marche à travers la diminution de la fréquence médiane du signal EMG.

Hypothèse 2.1.3 : L'augmentation de la flexion des genoux sera négativement associée à la force musculaire des extenseurs du genou et de la hanche.

2.2.2.2 Sous objectif 2 – Détérioration du patron de marche «jump gait»

L'objectif de la troisième étude était d'évaluer les changements de la cinématique ainsi que la fatigue musculaire durant un exercice de marche chez des enfants ayant une PC et marchant en «jump gait». Cette étude permettra de mettre en relation les changements de la cinématique, la fatigue ainsi que la faiblesse musculaires spécifiques à ce patron de marche.

Hypothèse 2.2.1 : Une augmentation de la flexion des genoux sera observée à la fin de l'exercice.

Hypothèse 2.2.2 : Une fatigue musculaire sera observée au niveau des extenseurs du genou et des abducteurs de la hanche à la fin de l'exercice à travers la diminution de la fréquence médiane du signal EMG.

Hypothèse 2.2.3 : L'augmentation de la flexion des genoux sera positivement associée à la fatigue du quadriceps et du moyen fessier ainsi qu'à la faiblesse musculaire au niveau des extenseurs du genou et des abducteurs de la hanche.

CHAPITRE III

MÉTHODOLOGIE

Ce chapitre décrit d'abord la mise en place de la banque de données nécessaire à la réalisation de mon travail de doctorat. Puis, la méthodologie commune aux trois études qui composent cette thèse sera abordée. La méthodologie spécifique à chacune des études est détaillée dans les Chapitres 4, 1, 6 contenant les trois articles de la thèse.

3.1 Mise en place de la banque de données

Le Laboratoire d'analyse de la marche (LAM-CRME) est situé au Centre de Réadaptation Marie Enfant du CHU Sainte-Justine et dirigé par le Professeur Laurent Ballaz, chercheur au Centre de recherche du CHU Sainte-Justine dans l'Axe santé musculosquelettique, réadaptation et technologies médicales. Parallèlement aux activités de recherche, le laboratoire effectue des AQM pour la clinique selon les demandes du personnel médical. Avec l'accord des parents et des enfants, ces données sont ajoutées à une banque de données servant à la recherche. L'originalité du protocole établi réside en l'ajout systématique de test de force musculaire, de marche rapide ainsi que d'efficience à la marche, lorsque le niveau fonctionnel de l'enfant le permet. Ces données sont ajoutées au rapport remis au personnel médical, mais sont également utilisées pour répondre à des questions de recherche.

La mise en place de cette Banque de données était un préalable méthodologique à la réalisation des travaux de recherche de la présente thèse. L'utilisation d'une Banque de données contenant les données d'AQM effectuées dans un contexte clinique est la méthode la plus répandue dans la littérature avec les enfants ayant une PC, puisqu'elle permet l'étude d'échantillon plus important et contenant des enfants avec de faibles niveaux fonctionnels.

3.1.1 Mise en place du protocole

Au début de mon doctorat, avec l'aide d'Annie Pouliot-Laforte (diplômée Ph.D. 2019) et du Professeur Laurent Ballaz, j'ai bâti le protocole désormais utilisé systématiquement par l'équipe du laboratoire. Ce protocole contient l'AQM classiquement effectuée dans les laboratoires de la marche (Baker, 2013), et des tests supplémentaires ont été ajoutés :

- A) *Test de force musculaire maximale isométrique** à l'aide d'un dynamomètre portable pour 5 muscles des membres inférieurs essentiels à la marche. (Eek *et al.*, 2006)
- B) *Test de contrôle postural* visant à évaluer la stabilité en position debout statique (yeux ouverts et yeux fermés). (Woollacott et Shumway-Cook, 2005)
- C) *Test d'initiation à la marche* visant à évaluer la stratégie de transfert de poids pour initier la marche. (Stackhouse *et al.*, 2007)
- D) *Test de mise en charge* visant à quantifier la mise en charge sur chaque jambe afin d'identifier une asymétrie posturale.
- E) *Test de marche rapide* visant à évaluer l'habileté des enfants à augmenter leur vitesse de marche ainsi que la stratégie utilisée. (Abel et Damiano, 1996)

F) *Test de marche continue de 6 minutes à vitesse confortable** visant à évaluer les changements de la cinématique et de l'activation musculaire ainsi que la présence de fatigue durant une marche continue représentative des distances parcourues dans le quotidien (Graham *et al.*, 2004). Ce test permet aussi l'évaluation de l'efficacité à la marche à travers la mesure de la fréquence cardiaque (Rose *et al.*, 1990).

**Les tests de force musculaire (A) et de marche continue de 6 minutes (F) seront utilisés dans la présente thèse et décrits plus amplement à la section 3.5.*

Depuis le début du doctorat, j'ai effectué plus de 150 AQM d'enfants ayant une paralysie cérébrale, maladie neuromusculaire ou amputation. J'ai également évalué 15 enfants à développement typique pour fournir des données contrôles à la Banque de données.

Avec l'étudiante Annie Pouliot-Laforte, j'ai conçu et développé les procédures pour assurer une analyse des données reproductibles au sein de l'équipe (Sinclair *et al.*, 2019). Nous avons amélioré et automatisé la méthode d'analyse des données et nous avons rédigé la documentation nécessaire au transfert de connaissances. Ces procédures sont désormais utilisées tant pour les rapports cliniques que pour la recherche. Nous avons également organisé le mode de fonctionnement pour le transfert des données dans la Banque de données. La description précise des procédures allant de l'acquisition au traitement des données garantit l'homogénéité de la Banque de données et la qualité des données qu'elle contient (Sinclair *et al.*, 2019).

Pour répondre à mes questions de recherche, la création d'une banque de données s'est donc avérée indispensable. Ainsi, durant mes premières années de doctorat, j'ai grandement contribué à la mise en place des procédures, l'enrichissement de la banque de données ainsi qu'à la formation de la relève en plus des activités cliniques.

3.2 Approbation éthique

Le travail de doctorat est divisé en trois études à partir des données récoltées et contenues dans la Banque de données du LAM-CRME. Le protocole mis en place pour cette banque de données a été validé par le comité d'éthique du CHU Sainte-Justine (Annexe A). La Banque de données contient les données nécessaires pour effectuer les analyses des 3 études et répondre aux objectifs de mon travail de doctorat. Deux autres protocoles concernant l'exploitation des données contenues dans la Banque de données ont aussi été validés par le comité d'éthique du CHU Sainte-Justine (Annexe B et Annexe C).

3.3 Ressources matérielles

Le matériel disponible au Centre de recherche situé au Centre de Réadaptation Marie-Enfant (CRME) du CHU Sainte-Justine inclut : douze caméras opto-électroniques (Vicon, Oxford metrics, Oxford, Royaume-Uni), trois plateformes de force encastrées dans le sol (Optima, AMTI, Watertown, Maine, États-Unis), ainsi qu'un système d'électromyographie (BTS FREEMG300, Bioengineering Corp, New-York, États-Unis). Ces systèmes permettent d'effectuer une AQM pour évaluer la marche chez les enfants ayant une PC. Un dynamomètre portable (Lafayette Instruments, Lafayette, États-Unis) est aussi disponible, afin de mesurer la force musculaire maximale isométrique des enfants. Finalement, l'analyse des données est possible à partir des logiciels Nexus 1.8.2 et 2.8 (Vicon, Oxford metrics, Oxford, Royaume-Uni) ainsi que Matlab (Mathworks, MA, États-Unis).

3.4 Sélection des participants

Dans chacune des études suivantes, les participants ont été inclus en fonction des données disponibles dans la Banque de données au moment de l'étude. Ainsi, les participants des trois études répondaient aux critères de sélection décrits ci-dessous. Les critères de sélection propres à chaque étude sont présentés dans les articles contenus dans les chapitres 4, 1 et 6 de la présente thèse.

3.4.1 Critères d'inclusion

- (1) *Diagnostic d'une paralysie cérébrale de type spastique, avec une atteinte bilatérale* (au niveau des deux membres inférieurs).
- (2) *Niveau GMFCS (I à IV)*. Les difficultés à la marche et la fatigue apparaissent principalement chez les enfants ayant un niveau fonctionnel plus faible. Ils étaient donc inclus dans les études s'ils avaient un niveau fonctionnel permettant de se déplacer sans fauteuil roulant.
- (3) *Habilité de marcher durant 6 minutes avec ou sans aide technique*. Les participants devaient avoir complété l'exercice de marche avec des données valides de cinématique et d'EMG à la première et à la dernière minute.

3.4.2 Critères d'exclusion

- (1) *Chirurgie dans les derniers 12 mois ou injection de toxine botulique dans les derniers 6 mois avant l'AQM*.
- (2) *Incapacité à marcher sans orthèse*. Pour éviter l'effet des orthèses sur les paramètres de l'AQM, la marche a été effectuée pieds nus. Les participants devaient donc être en mesure de se déplacer sans orthèse de façon continue pendant 6 minutes.

(3) *Données cinématique ou EMG invalides* à la première et dernière minute de l'exercice de 6 minutes rendant impossible leur inclusion dans les analyses.

3.5 Description des tests retenus pour le travail de doctorat

Tous les enfants évalués au LAM-CRME effectuent le protocole au meilleur de leurs habiletés fonctionnelles, c'est-à-dire qu'ils sont encouragés à utiliser le moins d'aide technique possible pour accomplir l'ensemble des tests. Les tests décrits dans cette section correspondent à ceux contenus dans la Banque de données et utilisés pour les trois études de cette thèse.

3.5.1 Force musculaire isométrique

À l'aide d'un dynamomètre portable (Lafayette Instruments, Lafayette, États-Unis), la force musculaire maximale isométrique a été mesurée au niveau des fléchisseurs/extenseurs et abducteurs de la hanche, ainsi que des fléchisseurs et extenseurs du genou. La force musculaire de la cheville n'a pas été mesurée étant donné le manque de validité de cette mesure avec un dynamomètre portable (Crompton *et al.*, 2007). Les positions adoptées pour les évaluations sont basées sur le protocole établi par Eek *et al.* (2006). La force des fléchisseurs et extenseurs du genou a été mesurée en position assise, celle des abducteurs et fléchisseurs de hanche a été mesurée en décubitus dorsal, et celle des extenseurs de hanche a été mesurée en décubitus ventral. Chacun des mouvements a été répété trois fois, avec des encouragements standardisés de la part des évaluateurs. La moyenne des deux essais ayant les valeurs les plus rapprochées a été calculée (Eek *et al.*, 2006). Ces mesures de force ont été multipliées par la longueur du segment (bras de levier) pour obtenir le couple en Nm. Finalement, les données ont été normalisées par la masse corporelle (Nm/kg).

3.5.1.1 Étude 1- Paramètres de force musculaire

Les mesures de force musculaire (N) au niveau des 5 groupes musculaires suivants ont été incluses dans les analyses : fléchisseurs/extenseurs et abducteurs de la hanche, ainsi que fléchisseurs/extenseurs du genou.

Il est à noter que pour cette étude, seule la jambe droite a été incluse dans les analyses. L'inclusion des deux jambes n'était pas possible puisque les variables indépendantes du modèle de régression linéaire incluaient le niveau GMFCS (Rosenbaum *et al.*, 2002).

3.5.1.2 Étude 2 – Paramètres de force musculaire

Les mesures de force musculaire (N) au niveau des 5 groupes musculaires suivants ont été incluses dans les analyses : fléchisseurs/extenseurs et abducteurs de la hanche, ainsi que fléchisseurs/extenseurs du genou. L'hypothèse établie était que la force des extenseurs de genou et de la hanche aurait une influence sur l'évolution de la cinématique du patron de marche «crouch gait». La force des abducteurs de la hanche a été incluses dans les analyses puisque ceux-ci ont une influence sur la stabilité durant la phase de simple appui. Comme cette étude se concentre sur des atteintes bilatérales, les deux jambes ont été incluses dans les analyses.

3.5.1.3 Étude 3 – Paramètres de force musculaire

Les mesures de force musculaire (N) au niveau des extenseurs de genou et des abducteurs de hanche ont été incluses dans les analyses. Nous avons établi comme hypothèse que la force des muscles extenseurs du genou et abducteurs de hanche, servant à la stabilisation durant la phase de simple appui, auraient une influence sur l'évolution de la cinématique du patron de marche «jump gait». Comme cette étude se concentre sur des atteintes bilatérales, les deux jambes ont été incluses dans les analyses.

3.5.2 Exercice de marche continue

Les enfants devaient marcher autour d'un parcours de 25m de façon continue et à vitesse confortable durant 6 minutes (Figure 3.1). Contrairement au «6-minute walking test» validé chez les enfants ayant une PC par Maher *et al.* (2008), il n'était pas demandé aux enfants de parcourir la plus grande distance possible en 6 minutes. Comme ce test visait à représenter les distance parcourue dans le quotidien, les instructions étaient «de marcher durant 6 minutes à vitesse confortable» autour du parcours de 25m. Durant l'exercice, les distances parcourues correspondaient aux distances parcourues quotidiennement tel que décrit par Graham *et al.* (2004)

Des encouragements standardisés ont été donnés à toutes les minutes. La cinématique et l'activation musculaire (signal EMG) ont été enregistrées chaque minute dans la portion en ligne droite du parcours de 25m en quasi ovale (Figure 3.1). Celle-ci est d'une distance de 8m.

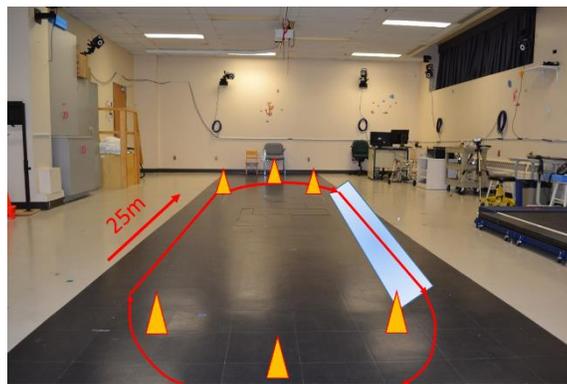


Figure 3.1 Volume d'acquisition (bleu) lors de l'exercice de 6 minutes de marche

Douze caméras optoélectroniques (Oxford metrics, Oxford, Royaume Uni) et des marqueurs réfléchissants positionnés selon le modèle PiG (voir section 1.3.2.2) ont permis la mesure de la cinématique du corps complet. Les angles au niveau du tronc, du bassin, des hanches, des genoux et des chevilles dans les trois plans ainsi que les

paramètres spatio-temporels et le déplacement du centre de masse étaient disponibles pour les analyses. Finalement, le système d'électromyographie de surface sans-fil (BTS FREEMG300, Bioengineering Corp, New-York, États-Unis) a permis la mesure de l'activation du droit fémoral, vaste latéral, tibial antérieur, moyen fessier, semitendineux, et gastrocnémien latéral pour chaque jambe.

3.5.2.1 Étude 1 – Paramètre spatio-temporels, cinématique et EMG

Les données de cinématique de la première minute ont été analysées. Les paramètres retenus pour les analyses chez les enfants ayant une PC bilatérale spastique sont :

- (1) *Distance parcourue*. La distance parcourue (m) durant l'exercice de 6 minutes.
- (2) *Niveau GMFCS*. Le niveau GMFCS des enfants a été récupéré dans les dossiers médicaux.
- (3) *Paramètres cinématiques* : Les angles minimaux et l'amplitude de mouvement (°) au niveau du bassin dans les trois plans, et de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal durant la phase de simple appui ont été calculés.

Il est à noter que seules les données de la jambe droite ont été incluses dans les analyses. En effet, l'inclusion des deux jambes n'était pas possible puisque les variables indépendantes du modèle de régression linéaire incluaient le niveau GMFCS (Rosenbaum *et al.*, 2002). La jambe droite a été sélectionnée plutôt que la jambe la plus atteinte afin de représenter la variabilité de la sévérité des atteintes qu'on retrouve dans les cas de PC dans le modèle de régression (de Morais Filho *et al.*, 2009).

3.5.2.2 Étude 2 – Paramètre spatio-temporels, cinématique et EMG

Les données de cinématique et d'EMG de la première et de la sixième minute ont été analysées. Les paramètres retenus pour les analyses chez les enfants ayant une PC bilatérale spastique et un patron de marche «crouch gait» sont :

- (1) *Paramètres spatio-temporels* : vitesse de marche (m/s), longueur de pas (m) et cadence (pas/min).
- (2) *Paramètres cinématiques* : Angles moyens et maximaux (°) au niveau du bassin, de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal durant la phase de simple appui. Un indice de flexion a également été calculé à partir de la somme des angles de flexion de la hanche, du genou et de la cheville. Le déplacement vertical moyen et maximal du CM normalisé par la taille (% taille) a été inclus dans les analyses.
- (3) *Paramètres EMG* : La fréquence médiane (Hz) des signaux EMG du droit fémoral, vaste latéral, tibial antérieur, moyen fessier, semitendineux, et gastrocnémien latéral a été calculée pour chaque jambe durant les périodes d'activation des cycles de marche. Le seuil d'activation musculaire a été basé sur un essai debout statique. La méthode des ondelettes de Morlet a été utilisée pour calculer la fréquence médiane à chaque instant pour lesquels le muscle était actif durant un cycle de marche.

Il est à noter que les données des deux jambes ont été incluses dans les analyses. Comme l'étude se concentrait sur des atteintes bilatérales spastiques, les deux jambes ont été incluses en considérant l'indépendance des deux membres inférieurs (Niiler et Miller, 2014).

3.5.2.3 Étude 3 – Paramètre spatio-temporels, cinématique et EMG

Les données de cinématique et d'EMG de la première et de la sixième minute ont été analysées. Les paramètres retenus pour les analyses chez les enfants ayant une PC bilatérale spastique et un patron de marche «jump gait» sont :

- (1) *Paramètres spatio-temporels* : vitesse de marche (m/s), longueur de pas (m) et cadence (pas/min).
- (2) *Paramètres cinématiques* : Angles minimaux et maximaux (°) au niveau de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal ainsi que les angles minimaux et maximaux du bassin dans les trois plans durant la phase de simple appui.
- (3) *Paramètres EMG* : La fréquence médiane (Hz) des signaux EMG du droit fémoral, vaste latéral, tibial antérieur, moyen fessier, semitendineux, et gastrocnémien latéral a été calculée pour chaque jambe durant les périodes d'activation des cycles de marche. Le seuil d'activation musculaire a été basé sur un essai debout statique. La méthode des ondelettes de Morlet a été utilisée pour calculer la fréquence médiane à chaque instant pour lesquels le muscle était actif durant un cycle de marche.

Il est à noter que les données des deux jambes ont été incluses dans les analyses. Comme l'étude se concentrait sur des atteintes bilatérales spastiques, les deux jambes ont été incluses en considérant l'indépendance des deux membres inférieurs (Niiler et Miller, 2014).

CHAPITRE IV

ARTICLE 1 – PRÉDICTEURS DE LA DISTANCE PARCOURUE DURANT UN EXERCICE DE MARCHE CHEZ DES ENFANTS AYANT UNE PARALYSIE CÉRÉBRALE SPASTIQUE BILATÉRALE

Titre : « Pelvic motion and GMFCS level contribute to the distance travelled during a walking exercise in children with bilateral spastic cerebral palsy »

Auteurs: Audrey Parent, Fabien Dal Maso, Annie Pouliot-Laforte, Yosra Cherni, Pierre Marois, Laurent Ballaz.

Statut : *Soumis (Septembre 2020) dans la revue «Journal of Biomechanics» (IF :2.3)*

4.1 Mise en contexte

Les atteintes primaires et secondaires de la PC, limitent les capacités de marche. De manière générale, la dépense énergétique associée à la marche des enfants ayant une PC est plus importante que celle des personnes avec un développement typique (Rose *et al.*, 1990). Cependant, en lien avec la complexité des troubles moteurs résultant de la PC, la démarche et l'endurance à la marche sont très variables d'un enfant à l'autre. À ce jour, aucune étude n'a évalué la relation entre la cinématique de la marche et la distance parcourue durant un exercice de marche continue. Cette dernière a été associée à la force musculaire chez des enfants ayant une PC et un niveau fonctionnel élevé (Ferland *et al.*, 2012 ; Gillett *et al.*, 2018). Ainsi, les différences dans la performance

durant un exercice de marche continue pourrait être mises en relation avec la cinématique de la marche, la force musculaire et le niveau fonctionnel de l'enfant. De telles associations permettraient de préciser les décisions thérapeutiques visant l'amélioration de l'endurance à la marche.

4.2 Objectif spécifique

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'influence de la cinématique de la marche, de la force musculaire et du niveau GMFCS sur la distance parcourue durant un exercice de marche représentatif des déplacements quotidiens chez des enfants ayant une PC spastique bilatérale.

Hypothèse 1.1. La force musculaire des fléchisseurs de hanche sera associée positivement à la distance de marche.

Hypothèse 1.2. Une augmentation de la flexion des membres inférieurs, en particulier au niveau de la hanche, sera associée à une faible distance de marche.

Hypothèse 1.3. Le niveau GMFCS, traduisant le niveau fonctionnel de l'enfant, sera associé négativement à la distance de marche.

4.3 Abstract

Purpose. The objective of this study was to determine key parameters among gait kinematics, muscle strength and GMFCS levels, related to the distance travelled during a walking exercise in children with cerebral palsy (CP).

Material and methods. Twenty-three children with bilateral spastic CP (GMFCS level I-II-III) were included. Hip and knee maximal isometric muscle strength were

measured. Children walked at a self-selected speed for 6 minutes. Lower-limb kinematics was collected during the first minute. Pearson's correlations were tested between the distance travelled, lower-limb kinematics and muscle strength. A multiple regression model was built to predict the walking distance.

Results. Mean distance travelled was 387.1 ± 70.6 m. Walking distance was significantly associated with pelvic tilt and hip flexion/extension ranges of motion (RoM) (Pearson's $r = 0.49$, $p=0.009$; Pearson's $r = 0.45$, $p=0.015$, respectively). The pelvic tilt RoM, minimal pelvic obliquity angle and GMFCS level explained 45% of the variability of walking distance. Muscle strength was not associated with walking distance.

Conclusion. Kinematics was highlighted as influencing walking distance. Hence, in children with bilateral CP, GMFCS level as well as pelvic range of motion seem to play a key role in the distance travelled.

Keywords: muscle strength; gait; walking distance; cerebral palsy; Gross Motor Function Classification Scale (GMFCS)

4.4 Introduction

Cerebral palsy (CP) represents a group of permanent impairments on a developing brain that leads to limitations in movement and posture [1]. Children with CP have impaired selective motor control, atypical muscle tone and muscle weakness [2], which result in mobility limitations, such as walking limitations [3]. Restrictions in mobility have been associated with a decline in participation and social activities in individuals with CP [4], in addition to a decline in quality of life [5]. To improve children independence, one of the main goals of rehabilitation programs is to improve walking capacities.

Walking capacities have been studied through walking speed [6], walking distance [7–9] or Gross Motor Function Measure (GMFM) score [10,11]. Among these, walking distance, i.e. the distance travelled during a walking exercise, has been described as a great indicator of functional mobility [12,13]. It represents a key parameter for community integration in ambulatory children with CP [4,5], as the distance travelled in everyday life setting influences participation in daily activities. Several factors related to CP can influence walking distance such as muscle strength and walking pattern [7–9]. A better knowledge of the biomechanical parameters associated with walking distance is of critical interest to precise physical intervention aiming to improve community integration [14,15].

Few studies have shown that lower limb muscle strength was associated with walking distance in individuals with CP [7–9]. The distance travelled during the 6-minute walk test (6MWT) in adults and children was associated with hip flexors and ankle plantarflexors isometric muscle strength, as well as, with ankle plantarflexors concentric strength [8,9]. These relationships have mainly been studied in groups with a high proportion of children with CP with unilateral involvement and high functional level, i.e. gross motor function classification scale (GMFCS) level I [8,9]. Nevertheless, such a relationship involving muscle strength was not found by Maanum et al. [7] in a large group of adults with CP including individuals with GMFCS level I-II-III and an equivalent proportion of children with bilateral and unilateral involvements. As children with lower functional level (GMFCS III) are at risk of an important decline in walking capacities with age [16], their inclusion in studies aiming to explain walking capacities is clinically relevant.

The distance travelled during the 6MWT was also associated to popliteal angles [7]. In particular, an increase in 1° of the popliteal angle resulted in a 2.6 m shorter distance travelled during the 6MWT [7]. Considering that the popliteal angle is related to maximal knee extension during walking [17], it suggests that hip and knee ranges of

motion (RoM) during gait are key factors for walking distance in individuals with CP. Lower-limb RoM variability between children with CP contributes to the different gait patterns described in this population [18]. Each of them requires different muscle work for forward propulsion and balance [19]. This variability among gait patterns suggest that gait kinematics may affect walking distance in addition to muscle strength and functional level. To the best of authors' knowledge, no studies reported relationships between gait kinematic and the distance travelled during a walking exercise representative of daily-life activities in children with CP.

The objective of this study was to determine key biomechanical parameters of walking distance in children and adolescents with bilateral spastic CP. To this end, predictors of the distance travelled during a 6-minute walking exercise were studied among kinematics, muscle strength and GMFCS level. It was hypothesized that children with decreased hip and knee RoM, hip flexors muscle weakness and increased GMFCS level would travel shorter distance during the walking exercise.

4.5 Material and methods

4.5.1 Participants

This study included children and adolescents with bilateral spastic CP selected from the database of the Gait lab Montreal (LAM-CRME). Children who performed a gait analysis between 2013 and 2019 were screened for the following inclusion criteria: diagnosis of bilateral spastic CP, ability to walk for 6 minutes with or without walking aids, and without orthosis. Exclusion criteria were a surgical intervention and botulinum toxin injections within the last 12 and 6 months before the gait analysis, respectively. This study was approved by the local Research Ethics Board. Consent and assent were obtained from children's parents and children, respectively.

4.5.2 Experimental protocol and data collection

4.5.2.1 Muscle Strength

Maximal isometric voluntary strength was assessed using a hand-held dynamometer (Lafayette Instruments, Lafayette, USA) before the 6-minute walking exercise (6mwe). Maximal knee flexor/extensor and hip flexor/extensor and abductor muscle strength were measured bilaterally according to the positions described by Eek et al. [20]. Knee flexors/extensors muscle strength were evaluated in sitting position. Hip flexors and abductors muscle strength were measured in supine position, and hip extensors was evaluated in prone position. Three trials were performed on each leg, with a 30-sec rest period between each trial. The dynamometer was held by an experienced assessor on the distal portion of the segment, while stability of the proximal portion was ensured by an assistant. Participants were asked to “push as strong as they can” for 6 seconds while the assessor maintained the handheld dynamometer in place. Standardized encouragements were provided.

4.5.2.2 Six-minute walking exercise (6mwe)

The 6mwe of the present study was performed at self-selected speed. Instead of asking “to walk as far as possible for 6 minutes”, as required for the 6MWT described in the literature [12,13], children were asked to “walk at their self-selected walking speed for 6 minutes”. This exercise was considered as more representative of the daily-life activities because of its intensity and distance travelled [3]. The 6mwe consisted in walking barefoot around a 25-m path for 6-minutes at a self-selected speed. The 25-m path was a quasi-oval shape and kinematic data was collected when children walked along the straight part of this path. Standardized encouragements were provided to each participant.

Kinematics. Kinematics was collected according to the Plug-in Gait kinematic model recommendations [21]. Thirty-five reflective markers were positioned on participants

on the anatomical landmarks specified by the Plug-in Gait model. Marker trajectories were recorded with a sample frequency of 100 Hz, using a 12-camera motion capture system (T40x cameras, Vicon, Oxford, UK).

4.5.3 Outcome measures

GMFCS. GMFCS level was collected in the participants' medical records.

Muscle strength. For all right lower limb muscle groups, the two closest force values out of the three trials were averaged. Force was multiplied by the lever arm length and then normalized to body mass (Nm/Kg) to obtain normalized joint torque.

Walking distance. The distance travelled (m) during the 6mwe was computed from the number of loops performed around the 25-m quasi-oval path and the distance between the starting point and the position of the participant at 6 minutes.

Kinematics. Marker trajectories were filtered using the Vicon Woltring routine [22]. Then, joint angles were obtained using Nexus 1.8.5 (Vicon Motion Systems, Oxford, UK) and a home-made matlab library (Mathworks, MA, USA). Between 2 and 6 gait cycles were averaged to compute kinematic data of the first minute of the 6mwe. The outcome measures were minimal angles and RoM of pelvic tilt, obliquity, and rotation, in addition to hip, knee and ankle flexion/extension during single-limb stance, as it is a key phase for stability and forward motion in gait [23].

4.5.4 Statistical analysis

Only kinematic and muscle strength data from the right side were retained for analysis, to randomize the selection between the more and the less involved side [24]. Results were reported as mean (standard deviation, [95% confidence interval]). Normality of the distribution was evaluated using Shapiro-Wilk test. First, correlations between the walking distance during the 6mwe, kinematic and muscle strength data were evaluated

using Pearson's correlation. A Pearson's r value between 0.90 and 1.00 was considered very high, 0.70 to 0.89 high, 0.50 to 0.69 moderate, 0.26 to 0.49 mild (fair), and 0.00 to 0.25 indicated little to no relationship [25]. Then, a linear regression model based on a forward stepwise selection procedure was used to predict the walking distance during the 6mwe. The independent tested variables were all kinematics and muscle strength outcomes. GMFCS level was analyzed as a dummy variable [26,27]. Variables were included in the model if the F probability was inferior to 0.05 and excluded if the F probability was superior to 0.1 [28]. All statistical analyses were performed with SPSS (IBM SPSS Statistics 26).

4.6 Results

4.6.1 Participants

Thirty participants met the inclusion criteria. Among these, 6 participants were unable to properly perform the hip extensors or knee extensors muscle strength test and were excluded from analysis. The walking distance of one participant with GMFCS level III was considered as outlier and was excluded from the analysis. Therefore, 23 children and adolescents with bilateral spastic CP were included in the study. They were classified with a GMFCS level I ($n=4$), level II ($n=15$), level III ($n=4$). Characteristics of the participants are described in Table 1.

Mean distance travelled during the 6mwe was 387.1m (70.6 m; [358.3 m-416.0 m]). Mean distance for children with a GMFCS I was 480.6m (15.9m; [464.9m-496.0m]), with a GMFCS II was 371.3 m (60.4m; [340.7m-401.9m]), and with a GMFCS III was 353.2 m (69.8m; 284.8m-421.7m) (table 1).

---- Table 1 ----

4.6.2 Predictors of the distance travelled during the 6mwe

Pearson's correlations

Significant moderate and mild correlations were found in pelvic and hip sagittal RoM (Pearson's $r = 0.491$, $p=0.009$; Pearson's $r = 0.453$, $p=0.015$, respectively; figures 1-2) during single-limb stance. No significant correlation was found between the distance travelled and muscle strength. Correlations between the walking distance, muscle strength, and kinematic data are summarized in table 2.

---- Table 2 ----

Linear regression model

The linear regression model to predict distance travelled during the 6mwe was significant ($p=0.002$). Among all kinematic and muscle strength outcomes, pelvic tilt RoM, minimal pelvic obliquity angle and the GMFCS level explained 45% of the variability of walking distance (table 3). According to this model, the GMFCS level explained more variability of walking distance than the pelvic tilt RoM or pelvic obliquity. Results of the linear regression model analysis are shown in table 3.

---- Table 3 ---

4.7 Discussion

The objective of this study was to identify indicators that can predict the distance travelled during a 6-minute walking exercise representative of daily-living activities. Gait kinematics, muscle strength and GMFCS level were expected as being associated with walking distance in children and adolescents with bilateral spastic CP. Correlations were found between walking distance and pelvic tilt RoM and hip

flexion/extension RoM during single-limb stance. Pelvic tilt RoM, minimal pelvic obliquity angle and GMFCS level were significant predictors of the walking distance. Muscle strength was not correlated to walking distance in this group of children with bilateral CP and GMFCS level ranging from I to III.

4.7.1 Distance travelled

The mean walking distance during the 6mwe of the present study (table 1) was similar to the walking distance reported in another group of children with mainly bilateral CP, GMFCS level I-II-III [29]. Fitzgerald et al. [29] reported significant differences in the distance travelled between the GMFCS levels. They found that children with GMFCS level I (439.57 ± 49.81 m) travelled a longer distance than the children with GMFCS level III (305.28 ± 66.95 m) [29]. However, longer distances than the one reported in the present study were reported in groups that included mainly children with high functional level and unilateral involvement [7–9]. This suggests that comparisons of the walking distance between studies should consider the functional level and the severity of involvements, i.e. unilateral or bilateral, of the groups. The difference in instructions given before the test in the present study, i.e. “walk at your self-selected speed” compared to the instructions provided in some other studies, i.e. “walk as far as possible” [12], did not lead to different walking distance when comparing with a group with similar functional characteristics [29]. In children with low functional level, walking exercise intensity is high, even at self-selected speed, and can represent a near-maximal level of exercise [30]. This would lead to similar results despite the differences in terms of instructions provided to participants.

4.7.2 Walking distance and kinematics

Correlations were found between walking distance and pelvic and hip sagittal RoM. More specifically, increased pelvic and hip RoM were associated to a greater walking distance. Having a greater hip extension allows longer step length [31] and contributes

to improve gait efficiency [32]. In combination with hip motion, pelvic tilt motion is used to propel the leg forward during the swing phase [33,34]. Specifically, in children with CP, double bump pelvic motion is often reported, and is described as a way to help the swing phase and to compensate for lower limb impairments and poor hip range of motion [34]. Hence, pelvic and hip sagittal RoM may contribute to increase walking distance by influencing step length and walking efficiency. Pelvic tilt RoM as well as minimal pelvic obliquity angle were found in the present study as predictive factors for the distance travelled during the 6mwe. Combined with the GMFCS level, these kinematic features explained 45.0% of the variability of walking distance in children with GMFCS I-II-III and bilateral involvement. Minimal pelvic obliquity angle during single-limb stance appears before the opposite foot contact [35]. A decreased minimal pelvic obliquity on the stance leg may help for the clearance of the opposite foot. It can also be secondary to hip abductor or adductor contractures [34]. In the present study, children who had a greater minimal pelvic obliquity angle travelled a greater distance. Nevertheless, pelvic obliquity explained less variability of the distance travelled than the GMFCS level and pelvic tilt RoM. These results highlight a great contribution of the pelvic motion compensating for lower limb impairments to maintain walking capacities in children with low functional level.

4.7.3 Walking distance and GMFCS level

The GMFCS level was previously associated with walking distance [9,29]. More precisely, a decrease in walking distance was associated with an increase in GMFCS level, meaning that children with low functional abilities travelled a smaller distance during the 6MWT. As in the present study, Gillett et al. [9] reported the GMFCS level as a predictor of the walking distance, in addition to plantarflexors maximal isometric strength in adults with CP. The relationship between walking distance and the GMFCS level may appear intuitive, but the GMFCS is based on gross motor function, and not only on locomotion abilities. The limitation in walking distance with greater GMFCS

level corroborates the fact that children with low gross motor function have limited community integration [4].

4.7.4 Walking distance and muscle strength

Our results did not report relationship between muscle strength and walking distance, as reported by Maanum et al. [7]. The latter suggested that the use of the Manual Muscle Test instead of a dynamometer could explain the absence of relationship [7]. In children with CP, greater strength has previously been associated with greater walking velocity, cadence and step length [11,25,26]. Hip flexors and ankle plantarflexors muscle strength have been reported as predictors of walking distance in previous studies [8,9]. The difference in our results may be due to the difference in the functional level of the participants between studies. While other studies included a group of children with unilateral and bilateral CP and only GMFCS I and II, the present study focused on bilateral spastic CP and included children with GMFCS III. Clinical impairments have been reported as more severe in bilateral CP compared to unilateral CP [27–29]. Bilateral CP had higher spasticity, greater weakness, and greater gait limitations [27,28]. Muscle strength is required for walking, but maximal muscle strength was not associated to walking distance in the present study. Hence, the results suggest that in children with bilateral involvement, other biomechanical factors than maximal muscle strength limit the walking distance.

As no correlations involving maximal muscle strength were reported, the results of the present study suggest that for travelling longer distance, children with bilateral spastic CP may need a greater muscle endurance. Eken et al. [36] found that a reduced walking capacity was partly explained by a reduced knee extensors muscle endurance in children with CP (GMFCS I-II). Fatigue in daily-life activities was mainly reported by children with CP who had the lower performance at a knee extensors endurance test [36]. In children with CP who walk in crouch gait, fatigue in rectus femoris muscle has been reported after a walking exercise [37]. Furthermore, gait deterioration was

associated with hip extensors muscle weakness [37]. In the present study, walking distance was associated with kinematics, which suggest that different gait pattern may influence the ability to travel a long distance. Depending on the gait pattern, children may use their muscle differently for moving forward and keeping their balance. These gait pattern specificities could lead to fatigue and could influence muscle endurance, and, in turn, the distance travelled. Future studies should evaluate separately the different gait patterns described in CP to assess the factors that can influence walking endurance.

4.7.5 Limitations

The present study has limitations that need to be considered when interpreting the results. First, the study included a small sample of children with bilateral spastic CP. While it gives results on a specific type of CP, i.e. children with bilateral spastic CP, it limits the number of children included in the study. Second, no muscle strength measurement was performed at the ankle muscles. Although ankle plantarflexors have been associated with walking distance in previous studies [8,9], the present study did not performed ankle muscle strength assessment because of the poor reliability of this measurement with a handheld dynamometer [38]. The difficulty of this measurement is due to poor selective motor control, short lever arm and difficulty having the ankle in a neutral position [38]. Third, muscle strength was evaluated through maximal isometric muscle contractions, when walking requires dynamic muscle contractions. The use of a handheld dynamometer for evaluating maximal isometric muscle strength was although chosen because it is an affordable and valid method easily usable in clinical context.

Conclusion

This study showed that pelvic tilt RoM and pelvic obliquity during single-limb stance in addition to GMFCS level were best predictors of walking distance, and accounted

for 45% of its variability in children with bilateral spastic CP. Children with greater pelvic tilt RoM and minimal pelvic obliquity angle in addition to lower GMFCS level were those who travelled a longer distance. Hip and knee muscle strength were not identified as contributors to walking distance in this group of children with bilateral spastic CP. Further studies evaluating the relationship between muscle strength and kinematic data could give further indications of the distance that can be travelled during continuous walking in daily-living activities.

Acknowledgments.

The authors thank Benjamin Sinclair and Mathieu Bissonnette for their help in data collection, as well as the children who were included in the study. The authors acknowledge the « Fonds de recherche du Québec – Santé » and the « Fondation des étoiles » for their financial support.

Declaration of interest.

The authors report no conflicts of interest.

4.8 References

- [1] Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Dev Med Child Neurol*. 2005;47:571–576.
- [2] Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl*. 2007;109:8–14.
- [3] Graham HK, Harvey A, Rodda J, et al. The Functional Mobility Scale (FMS). *J Pediatr Orthop*. 2004;24:514–520.
- [4] Beckung E, Hagberg G. Neuroimpairments, activity limitations, and participation restrictions in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2002;44:309–316.
- [5] Mann K, Tsao E, Bjornson KF. Physical activity and walking performance: Influence on quality of life in ambulatory children with cerebral palsy (CP). *J Pediatr Rehabil Med*. 2016;9:279–286.
- [6] Dallmeijer AJ, Rameckers EA, Houdijk H, et al. Isometric muscle strength and mobility capacity in children with cerebral palsy. *Disabil Rehabil*. 2017;39:135–142.
- [7] Maanum G, Jahnsen R, FRØSLIE KF, et al. Walking ability and predictors of performance on the 6-minute walk test in adults with spastic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2010;52:e126–e132.

- [8] Ferland C, Lepage C, Moffet H, et al. Relationships Between Lower Limb Muscle Strength and Locomotor Capacity in Children and Adolescents with Cerebral Palsy Who Walk Independently. *Phys Occup Ther Pediatr*. 2012;32:320–332.
- [9] Gillett JG, Lichtwark GA, Boyd RN, et al. Functional Capacity in Adults With Cerebral Palsy: Lower Limb Muscle Strength Matters. *Arch Phys Med Rehabil*. 2018;99:900-906.e1.
- [10] Eek MN, Beckung E. Walking ability is related to muscle strength in children with cerebral palsy. *Gait Posture*. 2008;28:366–371.
- [11] Ross SA, Engsberg JR. Relationships Between Spasticity, Strength, Gait, and the GMFM-66 in Persons With Spastic Diplegia Cerebral Palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88:1114–1120.
- [12] Maher CA, Williams MT, Olds TS. The six-minute walk test for children with cerebral palsy. *Int J Rehabil Res Int Z Für Rehabil Rev Int Rech Réadapt*. 2008;31:185–188.
- [13] Thompson P, Beath T, Bell J, et al. Test-retest reliability of the 10-metre fast walk test and 6-minute walk test in ambulatory school-aged children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2008;50:370–376.
- [14] WHO. International Classification of Functioning, Disability, and Health: Children & Youth Version : ICF-CY. World Health Organization; 2007.
- [15] WHO. International Classification of Functioning, Disability and Health: ICF. World Health Organization; 2001.

- [16] Opheim A, Jahnsen R, Olsson E, et al. Walking function, pain, and fatigue in adults with cerebral palsy: a 7-year follow-up study. *Dev Med Child Neurol*. 2009;51:381–388.
- [17] O’Sullivan R, Horgan F, O’Brien T, et al. The natural history of crouch gait in bilateral cerebral palsy: A systematic review. *Res Dev Disabil*. 2018;80:84–92.
- [18] Rodda JM, Graham HK, Carson L, et al. Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *J Bone Joint Surg Br*. 2004;86:251–258.
- [19] Lin C-J, Guo L-Y, Su F-C, et al. Common abnormal kinetic patterns of the knee in gait in spastic diplegia of cerebral palsy. *Gait Posture*. 2000;11:224–232.
- [20] Eek MN, Kroksmark A-K, Beckung E. Isometric Muscle Torque in Children 5 to 15 Years of Age: Normative Data. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87:1091–1099.
- [21] Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, et al. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci*. 1991;10:575–587.
- [22] Woltring HJ. A FORTRAN package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Adv Eng Softw*. 1986;8:104–113.
- [23] Kuo AD, Donelan JM. Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implications. *Phys Ther*. 2010;90:157–174.
- [24] de Morais Filho MC, Kawamura CM, Andrade PH, et al. Factors associated with pelvic asymmetry in transverse plane during gait in patients with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop Part B*. 2009;18:320–324.

- [25] Domholdt E. *Rehabilitation Research: Principles and Applications*. Elsevier Saunders; 2005.
- [26] Wely LV, Becher JG, Balemans ACJ, et al. Ambulatory activity of children with cerebral palsy: which characteristics are important? *Dev Med Child Neurol*. 2012;54:436–442.
- [27] Field A. *Discovering Statistics Using SPSS*. SAGE Publications; 2009.
- [28] Ballaz L, Plamondon S, Lemay M. Ankle range of motion is key to gait efficiency in adolescents with cerebral palsy. *Clin Biomech*. 2010;25:944–948.
- [29] Fitzgerald D, Hickey C, Delahunt E, et al. Six-Minute Walk Test in Children With Spastic Cerebral Palsy and Children Developing Typically. *Pediatr Phys Ther Off Publ Sect Pediatr Am Phys Ther Assoc*. 2016;28:192–199.
- [30] Suzuki N, Oshimi Y, Shinohara T, et al. Exercise intensity based on heart rate while walking in spastic cerebral palsy. *Bull Hosp Jt Dis N Y N*. 2001;60:18–22.
- [31] Russell SD, Bennett BC, Kerrigan DC, et al. Determinants of Gait as Applied to Children with Cerebral Palsy. *Gait Posture*. 2007;26:295.
- [32] Noorkoiv M, Lavelle G, Theis N, et al. Predictors of Walking Efficiency in Children With Cerebral Palsy: Lower-Body Joint Angles, Moments, and Power. *Phys Ther*. 2019;99:711–720.
- [33] Abel MF, Damiano DL. Strategies for increasing walking speed in diplegic cerebral palsy. *J Pediatr Orthop*. 1996;16:753–758.

- [34] Miller F. Hip and Pelvic Kinematic Pathology in Cerebral Palsy Gait. In: Miller F, Bachrach S, Lennon N, et al., editors. *Cereb Palsy* [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2018 [cited 2019 Dec 4]. p. 1–17. Available from: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-50592-3_103-1.
- [35] Gage JR, Schwartz MH, Koop SE, et al. *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. John Wiley & Sons; 2009.
- [36] Eken MM, Houdijk H, Doorenbosch CAM, et al. Relations between muscle endurance and subjectively reported fatigue, walking capacity, and participation in mildly affected adolescents with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2016;58:814–821.
- [37] Parent A, Pouliot-Laforte A, Dal Maso F, et al. Muscle fatigue during a short walking exercise in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *Gait Posture*. 2019;72:22–27.
- [38] Thompson N, Stebbins J, Seniorou M, et al. Muscle strength and walking ability in diplegic cerebral palsy: implications for assessment and management. *Gait Posture*. 2011;33:321–325.

Table 1. Participants' characteristics and distance travelled during the 6mwe performed at self-selected speed

Participants with bilateral spastic CP	
Males / females	14/9
Age (mean, SD)	12.1 (3.7) yrs
Height (mean, SD)	143.5 (16.8) cm
Mass (mean, SD)	35.3 (10.2) kg
GMFCS level	
I	4
II	15
III	4
Walking aids	
None	21
Canes	2
Mean walking distance (mean \pm SD ; CI)	
GMFCS level I	480.6 \pm 15.9 m ; [464.9-496.0]
GMFCS level II	371.3 \pm 60.4 m ; [340.7-401.9]
GMFCS level III	353.2 \pm 69.8 m ; [284.8-421.7]
GMFCS levels I-II-III	387.1 \pm 70.6 m ; [358.3-416.0]

Abbreviations: CI, 95% Confidence intervals; GMFCS, Gross Motor Function Classification System; SD, Standard deviation

Table 2. Correlations between the distance travelled during the 6mwe and kinematics, and muscle strength.

Variables	Pearson's r	P-value
Muscle strength		
Knee flexors	0.081	0.357
Knee extensors	0.271	0.106
Hip flexors	-0.201	0.179
Hip extensors	0.253	0.122
Hip abductors	0.115	0.301
Kinematics		
Pelvic Tilt		
Minimal angle	0.08	0.358
RoM	0.491	0.009*
Pelvic Obliquity		
Minimal angle	0.324	0.066
RoM	-0.152	0.245
Pelvic Rotation		
Minimal angle	0.03	0.445
RoM	0.072	0.372
Hip flexion/extension		
Minimal angle	-0.341	0.056
RoM	0.453	0.015*
Knee flexion/extension		
Minimal angle	-0.306	0.078
RoM	0.211	0.167
Ankle dorsiflexion/extension		
Minimal angle	-0.098	0.329
RoM	0.116	0.299

Abbreviation: RoM, Range of motion.

* Significant correlation with walking distance ($p < 0.05$)

Note: In sagittal plane, positive values correspond to flexion and negative values correspond to extension

Table 3. Results of the regression model.

Dependent variable	n	Independent variable included in the final model	Regression Coefficient \pm SE	P-value	Adjusted R ²
Walking distance during the 6mwe	23	GMFCS level			0.45
		I (reference category)	0	-	
		II	-0.42	0.089	
		III	-74.32 \pm 29.98	0.023	
		Pelvic RoM in sagittal plane	13.79 \pm 3.62	0.001	
Minimal pelvic obliquity angle		4.83 \pm 2.00	0.026		

Abbreviations: GMFCS, Gross motor function classification system; RoM, Range of motion; SE, Standard Error.

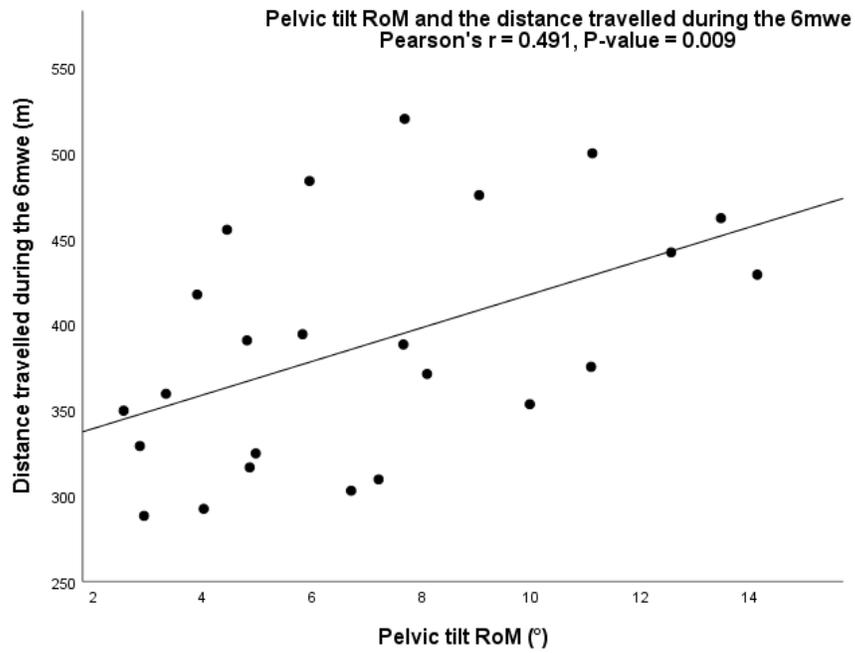


Figure 1. Correlation between the distance travelled during the 6mwe (m) and pelvic tilt RoM (°). Positive pelvic tilt values correspond to anterior tilt RoM.

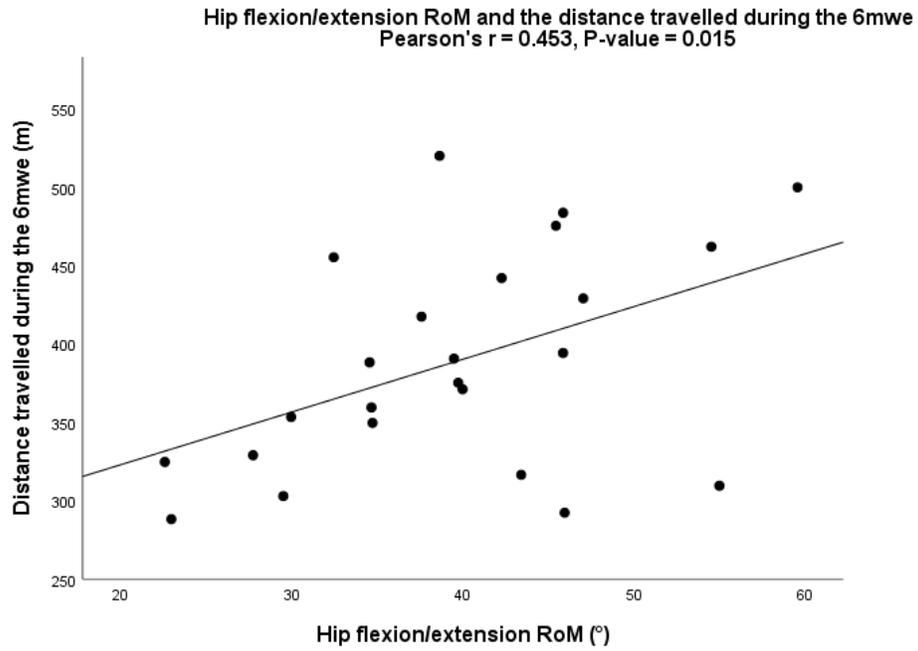


Figure 2. Correlation between the distance travelled during the 6mwe (m) and hip flexion/extension RoM (°).

Figure 1. Correlation between the distance travelled during the 6mwe (m) and pelvic tilt RoM ($^{\circ}$). Positive pelvic tilt values correspond to anterior tilt RoM.

Figure 2. Correlation between the distance travelled during the 6mwe (m) and hip flexion/extension RoM ($^{\circ}$).

CHAPITRE V

ARTICLE 2 - FATIGUE MUSCULAIRE APPARAISSANT DURANT LA MARCHE CHEZ DES ENFANTS AYANT UNE PC ET MARCHANT EN «CROUCH GAIT»

Titre : «Muscle fatigue during a short walking exercise in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait»

Auteurs: Audrey Parent, Annie Pouliot-Laforte, Fabien Dal Maso, Yosra Cherni, Pierre Marois, Laurent Ballaz.

Statut : Publié dans la revue «Gait and Posture» (IF : 2.4) en mai 2019.

5.1 Mise en contexte

Considérant la faiblesse musculaire des enfants ayant une PC, l'exercice de marche continue de 6 minutes met en jeu les capacités d'endurance musculaire de l'enfant (Maher *et al.*, 2008). L'étude 1 de la présente thèse montre une influence de la cinématique de la marche sur la performance à un exercice de marche de 6 minutes. Ce résultat suggère donc que la performance pourrait varier en fonction du patron de marche de l'enfant.

La démarche en «crouch gait» représente l'un des patrons de marche les plus fréquents chez les enfants ayant une PC (Wren *et al.*, 2005). La flexion excessive des genoux, présente tout au long du cycle de marche, augmente le travail musculaire exigé pour marcher (Hicks *et al.*, 2008 ; Steele *et al.*, 2010) ce qui peut mener à l'apparition de fatigue

et à une détérioration de la cinématique durant les déplacements quotidiens. Ainsi, la performance à un exercice de marche chez les enfants ayant un patron de marche «crouch gait» pourrait être influencée par la force et la fatigue musculaire. L'identification des muscles liés à une faiblesse et une fatigue musculaire permettrait de cibler les interventions thérapeutiques pour éviter une détérioration de la cinématique durant les déplacements quotidiens.

5.2 Objectif spécifique

L'objectif spécifique de cette étude était d'évaluer les changements de la cinématique ainsi que la fatigue musculaire durant un exercice de marche représentatif des déplacements quotidiens chez des enfants ayant une PC et marchant en «crouch gait», et de mettre en relation les changements au niveau de la cinématique et de la force musculaire.

5.2.1 Sous-objectif 1

Évaluer les changements de la cinématique et de la fatigue musculaire entre la première et la dernière minute d'un exercice de 6 minutes représentatif des déplacements quotidiens.

Hypothèse 1.1. Une augmentation de la flexion des genoux sera observée à la fin de l'exercice de marche.

Hypothèse 1.2. Une fatigue des quadriceps, muscles extenseurs des genoux, sera observée à la fin de l'exercice à travers la diminution de la fréquence médiane du signal EMG.

5.2.2 Sous-objectif 2

Déterminer la relation entre les changements de la cinématique à la fin de l'exercice et la force musculaire.

Hypothèse 2.1. L'augmentation de la flexion des genoux sera négativement associée à la force musculaire des extenseurs du genou et de la hanche.

5.3 Abstract

Background. A deterioration of crouch gait was found in a group of children with cerebral palsy (CP) after a short walking exercise. The increased knee flexion reported after a continuous walk could be related with muscle fatigue and muscle strength.

Aim. Does muscle fatigue appears at the end of a walking exercise in children with CP who walk in a crouch gait?

Methods. Eleven children with cerebral palsy (GMFCS I to III) who walk in a crouch gait were included. Isometric muscle strength was assessed using a handheld dynamometer. Children were asked to walk for 6 minutes at comfortable speed. Spatio-temporal, kinematic and electromyographic (EMG) measurements were recorded at the first and the last minute of the 6-minute walking exercise. Muscle fatigue was evaluated using the shift of EMG signals median frequency.

Results. There was no significant difference in walking speed, cadence, and step length at the end of the 6mwe. Maximal and mean anterior pelvic tilt decreased and knee flexion increased ($p<0.05$). Rectus femoris EMG median frequency decreased ($p<0.05$). The median frequency in other muscles did not decrease significantly. Greater hip extensor strength was associated with lesser knee flexion at the end of the 6-minute walking exercise ($p<0.05$).

Significance. The increase in knee flexion at the end of the 6-minute walking exercise can be explained by muscle fatigue found in rectus femoris. Hip extensor strength can limit the deterioration of crouch gait after a 6-minute walking exercise representative of daily activities.

Keywords. Cerebral palsy; crouch gait; walking exercise; muscle fatigue; muscle strength

5.4 Introduction

Cerebral palsy (CP) represents a group of posture and movement disorders that results from non-progressive lesions on a developing brain [1]. Children with CP have impaired motor control, abnormal muscle tone, and muscle weakness [2], which lead to functional disabilities, including impaired walking. Crouch gait, characterized by excessive hip and knee flexion during the stance phase of gait, is one of the most common gait pattern in spastic bilateral CP [3]. Such a walking pattern leads to excessive mechanical stress at hip and knee joints [4]. It also requires greater muscle work to walk, which increases with crouch severity [5] and may expose to early fatigue during short walking exercise.

To date, very few studies have investigated gait adaptations during a continuous walking exercise representative of daily life in children with CP [6,7]. In children who walk in a crouch gait, a kinematic study showed that a short walking exercise exacerbates crouch gait pattern [6]. Indeed, children had a greater knee and ankle flexion at the end of a 6-minute walking exercise performed at comfortable speed [6]. Thereby, this study suggested that, within short walking distance, children who walk in a crouch gait have a deterioration of their gait pattern due to muscle fatigue. However, no fatigue indicator was reported to support this hypothesis.

Recently, Eken et al. [7] reported muscle fatigue in lower leg muscles in children with CP at the end of a 5-min walking exercise [7]. The authors used the median frequency (MDF) of electromyography (EMG) signals as muscle fatigue indicator, which is expected to shift toward lower frequencies in presence of muscle fatigue [8,9]. However, the muscle fatigue found during gait by Eken et al. [7] was not reported along with kinematic measurements [7] that would have help to interpret the impact of muscle fatigue on gait. Moreover, this study highlighted muscle fatigue at lower leg muscles in a group of children with moderate functional abilities, i.e. mostly Gross Motor Function Classification System (GMFCS) level I, who walked with various gait patterns. Considering that fatigue is particularly reported by children with CP with poor locomotion capacity, namely children with GMFCS

level II and III [10], it would be relevant to evaluate the impact of a walking exercise on muscle fatigue in this group of children. Finally, in regards to the large variability of gait patterns in children with CP [11], and considering that muscle work can greatly differ between gait patterns, it is essential to address this question for a specific gait.

Children with CP who walk in a crouch gait represent a homogeneous group of children with important muscle weakness [5] that affects walking capacities. Evaluating the presence of muscle fatigue during a walking exercise corresponding to daily life activities in these children may help to precise therapeutic intervention. The objective of the present study was to investigate kinematic changes and muscle fatigue in children who walk in a crouch gait at the end of a walking exercise, and to study the correlation between changes in crouch gait and muscle strength. It was hypothesized that increased knee flexion and muscle fatigue at the knee extensors would appear at the end of the exercise. It was also expected that children with lower hip and knee extensor strength would be more prone to walking pattern modifications.

5.5 Methods

5.5.1 Participants

The study included 11 children with bilateral spastic CP (GMFCS I: 2; GMFCS II: 5; GMFCS III: 4) who undergone an instrumented gait analysis at the Gait lab Montreal (LAM-CRME) of Sainte-Justine Hospital between 2013 and 2017. Inclusion criteria were a diagnosis of bilateral spastic CP, the ability to walk for 6 minutes with or without walking aids, and a knee flexion greater than 15° throughout the stance phase of gait (Supplementary Figure 1). Children were excluded if they had a surgical intervention in the last 12 months, botulinum toxin injections in the last 6 months, an inability to walk without orthosis, and/or inadequate kinematic or EMG data from the walking exercise during the gait analysis. All children's characteristics are reported in Table 1. Consent and assent were obtained from all children's parents and children, respectively. This study was approved by the Research Ethics Board of Sainte-Justine Hospital.

5.5.2 Experimental protocol and data collection

a. Muscle Strength

Before gait analysis, children performed hip and knee maximal isometric voluntary contractions to assess their muscle strength. Hip and knee flexor/extensor and hip abductor muscle force of either sides were measured 3 times by an experienced assessor using a handheld dynamometer (Lafayette Instruments, Lafayette, USA). According to Eek et al. [12], the knee flexor/extensor muscle force were evaluated in sitting position, the hip flexor and abductor muscle force in supine position and the hip extensor muscle force in prone position [12]. The assessor held the device on the distal portion of the femur or shank, while an assistant ensured the stability of the proximal portion of the segment. Participants were asked to push “as hard as possible” for 6 seconds. Standardized verbal encouragements were provided during the test.

b. Instrumented gait analysis

Kinematic measurements. A set of 35 reflective markers were positioned on anatomical landmark based on the full body Plug-in Gait kinematic model [13]. A 12-camera motion capture system (T40x cameras, Vicon, Oxford, UK) was used to measure the 3D markers displacement with a sampling frequency of 100Hz.

EMG measurements. The EMG of the rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), tibialis anterior (TA), semitendinosus (ST), gastrocnemius lateralis (GAL), and gluteus medius (GM) was recorded using the wireless FreeEMG300 system (BTS Bioengineering, Milano, Italy). After standard skin preparation, bipolar self-adhesive surface Ag/AgCl electrodes (Covidien Kendall, Mansfield, MA, USA) were placed on the muscles belly with a 20mm inter-electrodes distance following SENIAM recommendations [14]. Sampling frequency was set to 1000 Hz.

6-minute walking exercise (6mwe). Children were asked to walk barefoot continuously for 6 minutes around a 25-meter path. Unlike the standard 6-minute walk test [15], children were asked to walk at their self-selected speed. This exercise was considered as representative of daily walking distances [16]. Standardized encouragements were provided. The kinematic and EMG signals were recorded at each minute while the participant walked along the straight part of the path. Only data from the first and last minutes were used in the subsequent analysis.

5.5.3 Data analysis

Muscle strength. The peak force reached during each maximal voluntary isometric contraction was recorded by the dynamometer and the two closest values were averaged. This force value was then multiplied by the lever arm length to obtain joint torque and normalized to body mass (Nm/kg).

Kinematics. Marker trajectories were analyzed using Nexus 1.8.5 (Vicon Motion Systems, Oxford, UK) and a custom-made Matlab (Mathworks, Natick, USA) script. The Vicon woltring routine was used to filter the 3-D marker trajectories [17]. The average of 2 to 5 gait cycles was used at each minute for analyses. The outcome measures were: (1) walking speed, step length, cadence; (2) mean and maximal pelvis, hip, knee and ankle joints angles in sagittal plane, (3) mean and maximal flexion indexes, corresponding to the summation of hip, knee and ankle mean and maximal flexion angles, respectively; and (4) mean and maximal center of mass (CoM) vertical trajectory normalized to body height. Only the kinematic data during the single limb stance phase were kept for analyses.

EMG median frequency. EMG data were analyzed using custom-made Matlab scripts.[18] EMG signals were 20-400 Hz bandpass filtered with a 4th order Butterworth filter. Thereafter, bandpass filtered EMG signals were rectified and 50 Hz low pass filtered to determine the EMG activation frames. The threshold was determined using EMG signals recorded during a relaxed state upright position. The 300ms window with the smallest standard deviation (SD) was selected. Its mean added to 3SD was used to determine this

activation threshold [19]. As EMG signals are non-stationary processes, wavelets analysis have been recommended to obtain the EMG MDF during EMG activation periods throughout the gait cycle [8,9]. A Morlet continuous wavelet transform was used (WavCrossSpec package [20], wave number: 7, frequency range: 1:400Hz in 1Hz steps) and the MDF was computed at each time-frame. Finally, EMG MDF was averaged during periods where EMG was above the activation threshold at the first and last minute of the 6mwe.

5.5.4 Statistical analysis

Both legs (22 limbs) were included in the statistical analysis. Normality of the distribution was evaluated using the skewness and kurtosis of the distribution. Depending on the normality of the distribution, a Student test or Wilcoxon signed rank test was used to compare kinematic and EMG MDF at the beginning and at the end of the walking exercise. Significance was set at $p \leq 0.05$, and corrected with false discovery rate (FDR) procedure for multiple comparisons ($q=0.10$; FDR=10%) [21]. The kinematic analysis included 11 children (22 limbs). Two children had no EMG data during the 6mwe. Therefore, the EMG analysis included 9 children (18 limbs). Moreover, due to EMG artifacts, the EMG analysis included various number of limbs depending on muscles, i.e. 14 limbs for the RF, TA and GAL; 10 limbs for the VL; 15 limbs for the GM; and 16 limbs for the ST.

Pearson's correlations were used to evaluate correlations between the significant kinematic changes, and initial extensor muscles strength. Kinematic changes corresponded to the difference between the sixth and first minutes relative to the first minute.

5.6 Results

5.6.1 Kinematics

During the 6mwe, children walked a mean distance of 348 (± 116) m. Walking speed, cadence and step length did not change significantly between the first and the last minute

of the walking exercise ($p > 0.05$, $q > 0.3$). Maximal and mean pelvic anterior tilt decreased ($p \leq 0.001$, $q = 0.01$) and knee maximal and mean flexion ($p < 0.01$, $q = 0.01$, and $q = 0.02$, respectively) increased significantly at the end of the 6mwe, as shown in Figure 1. Maximal and mean ankle dorsiflexion increased, but did not reach significance ($p = 0.06$, $q = 0.16$). Maximal and mean flexion indexes increased significantly ($p < 0.05$, $q = 0.08$, and $q = 0.09$, respectively). Maximal angles values at the first minute and the variation of these angles is detailed in Supplementary Table 1. The mean normalized CoM vertical position decreased significantly at the end of the 6mwe (-0.36% of height, $p = 0.028$, $q = 0.096$).

----- Figure 1 -----

5.6.2 Median frequency

The MDF of the RF decreased significantly between the first and sixth minute ($p = 0.002$, $q = 0.01$) (Figure 2). Other muscles did not show significant modulation of MDF.

----- Figure 2 -----

5.6.3 Correlations between kinematics and muscle strength

Hip extensor muscle strength was mildly correlated to changes in maximal knee flexion (Pearson's $r = -0.460$; Figure 3) and changes in flexion index (Pearson's $r = -0.463$; Figure 3). No significant correlation was found with knee extensor strength.

----- Figure 3 -----

5.7 Discussion

The objectives of the present study were to evaluate crouch gait changes and muscle fatigue at the end of a continuous walking exercise in children with CP, and to report correlations between crouch gait changes and muscle strength. An increase in knee flexion, as well as a decrease in pelvic anterior tilt and in the CoM vertical position during walking were

found. In addition, muscle fatigue at the RF was highlighted at the end of this exercise performed at self-selected walking speed. Finally, correlations were found between the increase in crouched posture and hip extensor strength, but not with knee extensor strength, as hypothesized.

During the last minute of the 6mwe, children had a greater knee flexion and ankle dorsiflexion ($p=0.06$), as well as a decrease in CoM vertical position. These results are similar to those reported by Parent et al. [6] in a smaller group of children who walked with a crouch gait [6]. In the present study, hip flexion was not significantly increased. The reduction of pelvic anterior tilt, which decreases the hip flexion angle, explains this result. As this pelvic position has an impact on the inability to extend lower limbs [22], the decrease in pelvic anterior tilt may be interpreted as an adaptation to facilitate the extensor role of the gluteus maximus. In crouch gait, gluteus maximus plays a role to accelerate hip and knee towards extension [22]. Therefore, the decrease in pelvic anterior tilt can allow the gluteus maximus to compensate for fatigue at the knee extensor group. Another hypothesis for the posterior movement of the pelvis may be the alteration of the agonist-antagonist muscle balance due to fatigue of the RF. The RF has been highlighted as a major contributor of pelvis stabilization during hip flexion [23]. Therefore, fatigue at this muscle may have an impact on pelvic tilt.

Muscle fatigue in RF muscle, attested by a shift of the EMG MDF toward lower frequencies, was found along with the increase in crouched posture during walking at the end of the 6mwe. As walking in a crouch gait requires greater work from quadriceps muscles [5], muscle fatigue at the knee extensor muscles was anticipated at the end of such an exercise. Specifically, fatigue at VL muscle was more expected than fatigue at RF muscle, because it is the greater contributor to knee extension during single-limb stance in crouch gait [24]. However, muscle fatigue was only reported at the RF. It is interesting that muscle fatigue was only found in the biarticular muscle of quadriceps. Biarticular muscles are commonly used for controlling movement coordination [25]. The RF muscle fatigue in the present study may indicate a greater contribution of this biarticular muscle during continuous

walking in crouch gait to control the forward acceleration and to help the VL to generate a vertical acceleration towards extension [26]. The difference in muscle fiber recruitment between VL and RF [27], suggesting a difference in muscle fiber type, may explained the early fatigue of the RF muscle. Indeed, the decrease in RF MDF only could be related to a lower prevalence of fatigue-resistant muscle fibers in this muscle compared to the VL [27]. Finally, one can argue that cross-talk between VL and RF muscles can occur, and would overestimate RF muscle activity with VL activity during gait [28,29]. However, in regard to RF and VL EMG patterns and due to the difference in RF and VL MDF variation, it is unlikely that cross-talk has influenced the results of the present study.

In children with CP, a decrease in EMG MDF of knee extensor, both RF and VL muscles, was found after several squat movements. This muscle fatigue also resulted in a more flexed posture in the initial squat position [30]. More recently, Eken et al. [7] reported muscle fatigue in children with CP at the end of a walking exercise. They highlighted muscle fatigue at the tibialis anterior, gastrocnemius medialis, and soleus muscles, but not at the quadriceps muscle as found in the present study [7]. This discrepancy, in terms of muscles affected by fatigue, could be explained by the difference in children gait pattern. Eken et al. [7] included a group walking with heterogeneous gait patterns [7], while the present study focused only on children walking in a crouch gait which requires important knee extensor work [5]. In a group of children with CP walking with various gait patterns, ankle power has been found to play a key role [31]. This ankle joint load may lead to calf muscle fatigue during a continuous walk, as reported by Eken et al. [7]. By focusing on a gait requiring excessive knee extensor work [5], the present study rather highlighted fatigue in knee extensor muscles. In addition to different gait patterns, the two groups of children had different GMFCS levels. Eken et al. [7] evaluated muscle fatigue in a group with mostly GMFCS level I (9/13 participants), whereas the present study included mostly children with GMFCS levels II and III (9/11 participants). Differences in gait parameters have been reported among GMFCS levels I to III [32]. Children with GMFCS level I exhibit more extended lower extremities during the stance phase of gait than those with GMFCS level III [32]. Hence, the muscle work required to walk varies between these two

groups and may lead to differences in muscles affected by fatigue. Finally, during the 6mwe of the present study, gait was evaluated barefoot to avoid the influence of different types of shoes and orthosis on kinematic and EMG data. Eken et al. [7] evaluated EMG data when children were walking 5 minutes with their ankle-foot orthosis and regular shoes. This may have influenced the pattern of muscle activation [33] and thereby the MDF of EMG signals [34]. Based on their results, Eken et al. [7] recommended to focus on lower leg muscles in future research, since no fatigue was found in other muscles [7]. Considering the results of the present study, it would be relevant to continue to evaluate all muscles implicated in gait, as muscle fatigue may highly be influenced by gait pattern and severity of functional impairments. In our group of children with CP who walk in a crouch gait, muscle fatigue was found in RF muscle, when knee flexion was increased.

The increases in knee flexion and in flexion index were positively correlated with hip extensor weakness, but not with knee extensor group. These correlations suggest that strength in hip extensor could limit the increase in knee flexion at the end of a short continuous walk that results in RF muscle fatigue. This hypothesis is supported by a muscle-driven simulation study conducted by Steele et al. [24]. They identified that gluteus maximus is a primary contributor to hip extension [24] that indirectly facilitates knee extension in crouch gait. Furthermore, Arnold et al. [35] have suggested that gluteus maximus, among other muscles, play a key role in the acceleration toward knee extension during crouch gait [35]. Hence, weakness of this muscle group may result in an increase in knee flexion, as observed at the end of the 6mwe in the present study. For children with greater hip extensor strength, this muscle group may have contributed to limit the increase in lower limb flexion as muscle fatigue appeared in RF muscle. Strengthening hip extensor muscles in children who walk in a crouch gait might help to prevent the deterioration of the gait pattern during daily life activities.

The present study had some limitations to consider for interpretation. First, the study included a small sample of children with CP who walk in a crouch gait. However, the study included children with homogeneous gait, which reduces the number of children to include,

but allows valuable results concerning this group. Second, muscle strength was measured during isometric muscle contractions, which is not task-specific to walking movement. It gives however an estimate of the capacity of the children to generate force at each joint. Finally, ankle muscle strength was not measured because the reliability of this measure is low with a handheld dynamometer method. Although no fatigue was found at ankle muscles, the relationship between plantarflexor strength and crouch gait adaptations at the end of a continuous walking exercise needs to be considered in future studies in order to complete the understanding of crouch gait adaptation during continuous walking.

In conclusion, an increase in crouch gait and RF fatigue were reported at the end of a 6-minute walking exercise performed at comfortable speed in children with CP who walk in a crouch gait. The present study was the first to report RF muscle fatigue to explain this kinematic adaptation in crouch gait. The correlation between hip extensor strength and the kinematic changes suggest the key role of the hip extensor to limit lower limb flexion in children who walk in a crouch gait. Finally, continuous walking exercise is a relevant evaluation to consider in gait analysis to assess the adaptations which occur during daily locomotor activities.

Conflict of interest statement

The authors had no conflict of interest.

5.8 References

- [1] M. Bax, M. Goldstein, P. Rosenbaum, A. Leviton, N. Paneth, B. Dan, B. Jacobsson, D. Damiano, Executive Committee for the Definition of Cerebral Palsy, Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005, *Dev. Med. Child Neurol.* 47 (2005) 571–576.
- [2] J.R. Gage, M.H. Schwartz, S.E. Koop, T.F. Novacheck, *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*, John Wiley & Sons, 2009.
- [3] T.A.L. Wren, S. Rethlefsen, 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.* 25 (2005) 79–83.
- [4] K.M. Steele, M.S. DeMers, M.H. Schwartz, S.L. Delp, Compressive tibiofemoral force during crouch gait, *Gait Posture.* 35 (2012) 556–560.
- [5] K.M. Steele, M.M. van der Krogt, M.H. Schwartz, S.L. Delp, How much muscle strength is required to walk in a crouch gait?, *J. Biomech.* 45 (2012) 2564–2569.
- [6] A. Parent, M. Raison, A. Pouliot-Laforte, P. Marois, D.B. Maltais, L. Ballaz, Impact of a short walking exercise on gait kinematics in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait, *Clin. Biomech.* 34 (2016) 18–21. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.03.003>.
- [7] M.M. Eken, S.M. BrAEndvik, E.M. Bardal, H. Houdijk, A.J. Dallmeijer, K. Roeleveld, Lower limb muscle fatigue during walking in children with cerebral palsy, *Dev. Med. Child Neurol.* (2018). <https://doi.org/10.1111/dmcn.14002>.

- [8] M. Hussain, Md. Mamun, Effectiveness of the Wavelet Transform on the Surface EMG to Understand the Muscle Fatigue During Walk, *Meas. Sci. Rev.* 12 (2012) 28–33. <https://doi.org/10.2478/v10048-012-0005-x>.
- [9] M. Cifrek, V. Medved, S. Tonković, S. Ostojić, Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics, *Clin. Biomech. Bristol Avon.* 24 (2009) 327–340. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010>.
- [10] P.G. McPhee, L.K. Brunton, B.W. Timmons, T. Bentley, J.W. Gorter, Fatigue and its relationship with physical activity, age, and body composition in adults with cerebral palsy, *Dev. Med. Child Neurol.* 59 (2017) 367–373. <https://doi.org/10.1111/dmcn.13306>.
- [11] J.M. Rodda, H.K. Graham, L. Carson, M.P. Galea, R. Wolfe, Sagittal gait patterns in spastic diplegia, *J. Bone Joint Surg. Br.* 86 (2004) 251–258.
- [12] M.N. Eek, A.-K. Kroksmark, E. Beckung, Isometric Muscle Torque in Children 5 to 15 Years of Age: Normative Data, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 87 (2006) 1091–1099.
- [13] R.B. Davis, S. Õunpuu, D. Tyburski, J.R. Gage, A gait analysis data collection and reduction technique, *Hum. Mov. Sci.* 10 (1991) 575–587. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90046-Z](https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-Z).
- [14] H.J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, G. Rau, Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 10 (2000) 361–374. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4).
- [15] G.H. Guyatt, M.J. Sullivan, P.J. Thompson, E.L. Fallen, S.O. Pugsley, D.W. Taylor, L.B. Berman, The 6-minute walk: a new measure of exercise capacity in patients with chronic heart failure, *Can. Med. Assoc. J.* 132 (1985) 919–923.

- [16] H.K. Graham, A. Harvey, J. Rodda, G.R. Nattrass, M. Pirpiris, The Functional Mobility Scale (FMS), *J. Pediatr. Orthop.* 24 (2004) 514–520.
- [17] H.J. Woltring, A FORTRAN package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation, *Adv. Eng. Softw.* 8 (1986) 104–113.
- [18] S. Gaudet, J. Tremblay, F. Dal Maso, Evolution of muscular fatigue in periscapular and rotator cuff muscles during isokinetic shoulder rotations, *J. Sports Sci.* 36 (2018) 2121–2128. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1440513>.
- [19] P.W. Hodges, B.H. Bui, A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 6 (1996) 511–9.
- [20] A. Grinsted, J.C. Moore, S. Jevrejeva, Application of the Cross Wavelet Transform and Wavelet Coherence to Geophysical Time Series, *Nonlin. Processes Geophys.* 11 (n.d.) 561–66. <https://doi.org/10.5194/npg-11-561-2004>.
- [21] Y. Benjamini, Y. Hochberg, Controlling the False Discovery Rate: A Practical and Powerful Approach to Multiple Testing, *J. R. Stat. Soc. Ser. B Methodol.* 57 (1995) 289–300.
- [22] J.L. Hicks, M.H. Schwartz, A.S. Arnold, 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.* 41 (2008) 960–967.
- [23] S.-Y. Lee, Muscle activities of the rectus abdominis and rectus femoris and their ratio during leg raises performed by healthy adults, *J. Phys. Ther. Sci.* 27 (2015) 549–550. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.549>.

- [24] K.M. Steele, A. Seth, J.L. Hicks, M.S. Schwartz, S.L. Delp, Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait, *J. Biomech.* 43 (2010) 2099–2105.
- [25] G. Ebenbichler, J. Kollmitzer, M. Quittan, F. Uhl, C. Kirtley, V. Fialka, EMG fatigue patterns accompanying isometric fatiguing knee-extensions are different in mono- and bi-articular muscles, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Mot. Control.* 109 (1998) 256–262. [https://doi.org/10.1016/S0924-980X\(98\)00015-0](https://doi.org/10.1016/S0924-980X(98)00015-0).
- [26] K.M. Steele, A. Seth, J.L. Hicks, M.H. Schwartz, S.L. Delp, Muscle contributions to vertical and fore-aft accelerations are altered in subjects with crouch gait, *Gait Posture.* 38 (2013) 86–91.
- [27] P. Krstrup, K. Söderlund, M. Mohr, J. González-Alonso, J. Bangsbo, Recruitment of fibre types and quadriceps muscle portions during repeated, intense knee-extensor exercise in humans, *Pflüg. Arch.* 449 (2004) 56–65. <https://doi.org/10.1007/s00424-004-1304-3>.
- [28] A. Nene, C. Byrne, H. Hermens, Is rectus femoris really a part of quadriceps?: Assessment of rectus femoris function during gait in able-bodied adults, *Gait Posture.* 20 (2004) 1–13. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00074-2](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00074-2).
- [29] F. Di Nardo, S. Fioretti, Statistical analysis of surface electromyographic signal for the assessment of rectus femoris modalities of activation during gait, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 23 (2013) 56–61. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.06.011>.
- [30] M.M. Eken, J. Harlaar, A.J. Dallmeijer, E. de Waard, C. a. M. van Bennekom, H. Houdijk, Squat test performance and execution in children with and without cerebral palsy, *Clin. Biomech. Bristol Avon.* 41 (2017) 98–105. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.12.006>.

- [31] L. Ballaz, S. Plamondon, M. Lemay, Ankle range of motion is key to gait efficiency in adolescents with cerebral palsy, *Clin. Biomech.* 25 (2010) 944–948. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.06.011>.
- [32] S. Öunpuu, G. Gorton, A. Bagley, M. Sison-Williamson, S. Hassani, B. Johnson, D. Oeffinger, Variation in kinematic and spatiotemporal gait parameters by Gross Motor Function Classification System level in children and adolescents with cerebral palsy, *Dev. Med. Child Neurol.* 57 (2015) 955–62. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12766>.
- [33] J. Romkes, A.K. Hell, R. Brunner, Changes in muscle activity in children with hemiplegic cerebral palsy while walking with and without ankle–foot orthoses, *Gait Posture.* 24 (2006) 467–474. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.12.001>.
- [34] W.K. Lam, J.C.Y. Leong, Y.H. Li, Y. Hu, W.W. Lu, Biomechanical and electromyographic evaluation of ankle foot orthosis and dynamic ankle foot orthosis in spastic cerebral palsy, *Gait Posture.* 22 (2005) 189–197. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.09.011>.
- [35] A.S. Arnold, F.C. Anderson, M.G. Pandy, S.L. Delp, Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait, *J. Biomech.* 38 (2005) 2181–2189. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.09.036>.

Table 1. Children’s characteristics.

Participants	Gender	Age (years)	GMFCS	Assistive device	Mass (kg)	Height (cm)
1	M	10	II	None	30.4	133.0
2	M	16	III	Cane	31.5	163.0
3	M	14	II	None	43.0	165.0
4	M	14	II	None	47.0	165.0
5	F	11	III	Walker	35.0	137.0
6	M	16	I	None	54.3	167.5
7	F	12	I	None	45.2	162.0
8	M	14	II	None	31.7	137.8
9	M	12	III	None	44.4	173.0
10	M	11	III	Cane	27.2	131.1
11	M	9	II	None	26.8	126.8
Mean (std)	2F – 11M	13 (2)	-	-	37.9 (9.2)	151.0 (1)

Abbreviations: *F* – Female; *M* – Male; *GMFCS* – Gross Motor Function Classification System;

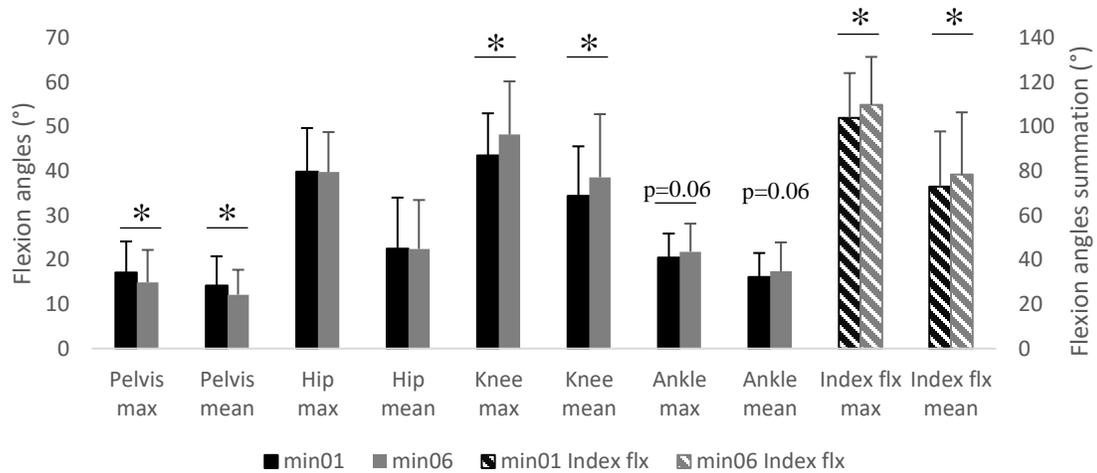


Figure 1. Group average (+SD) maximal and mean flexion angles and flexion indexes at the first and sixth minute of the walking exercise. * Significant difference.

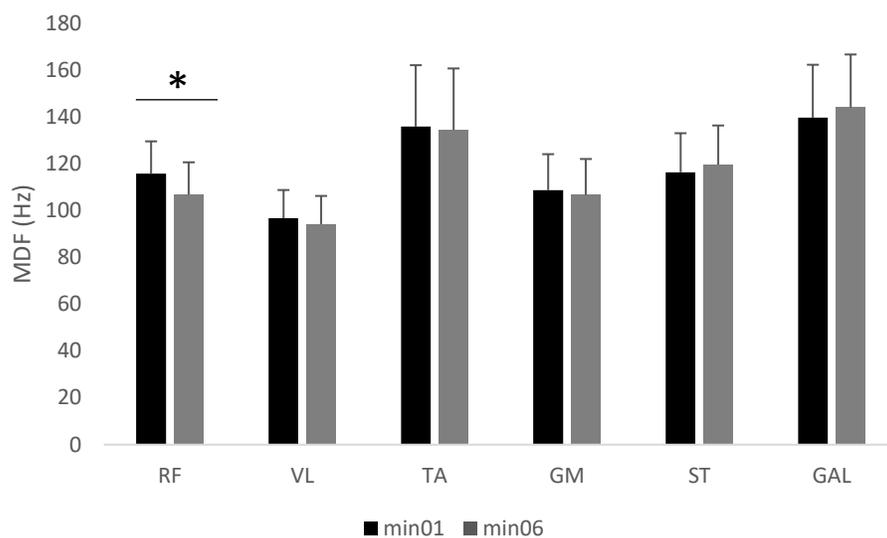


Figure 2 Mean (+SD) median frequency at the first and sixth minute of the walking exercise. Abbreviations: RF – Rectus femoris; VL – Vastus lateralis; TA – Tibialis anterior ; GM – Gluteus medius; ST – Semitendinosus; GAL – Gastrocnemius lateralis. * Significant difference.

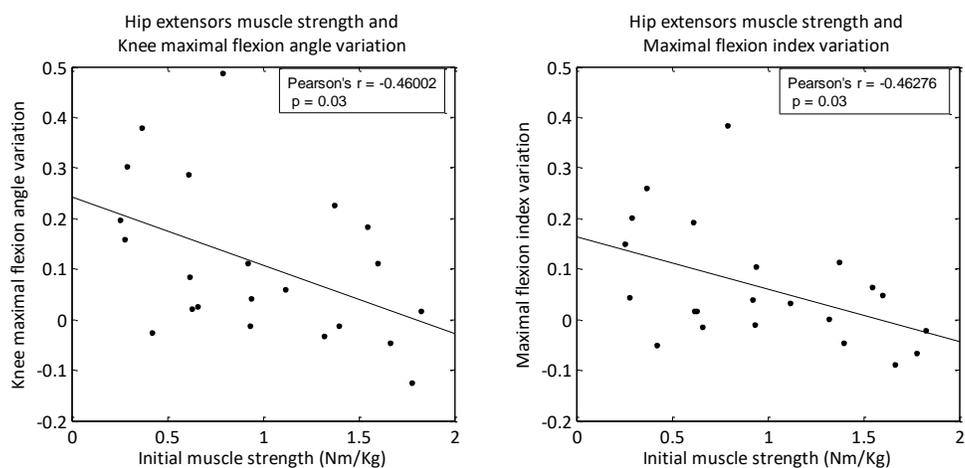
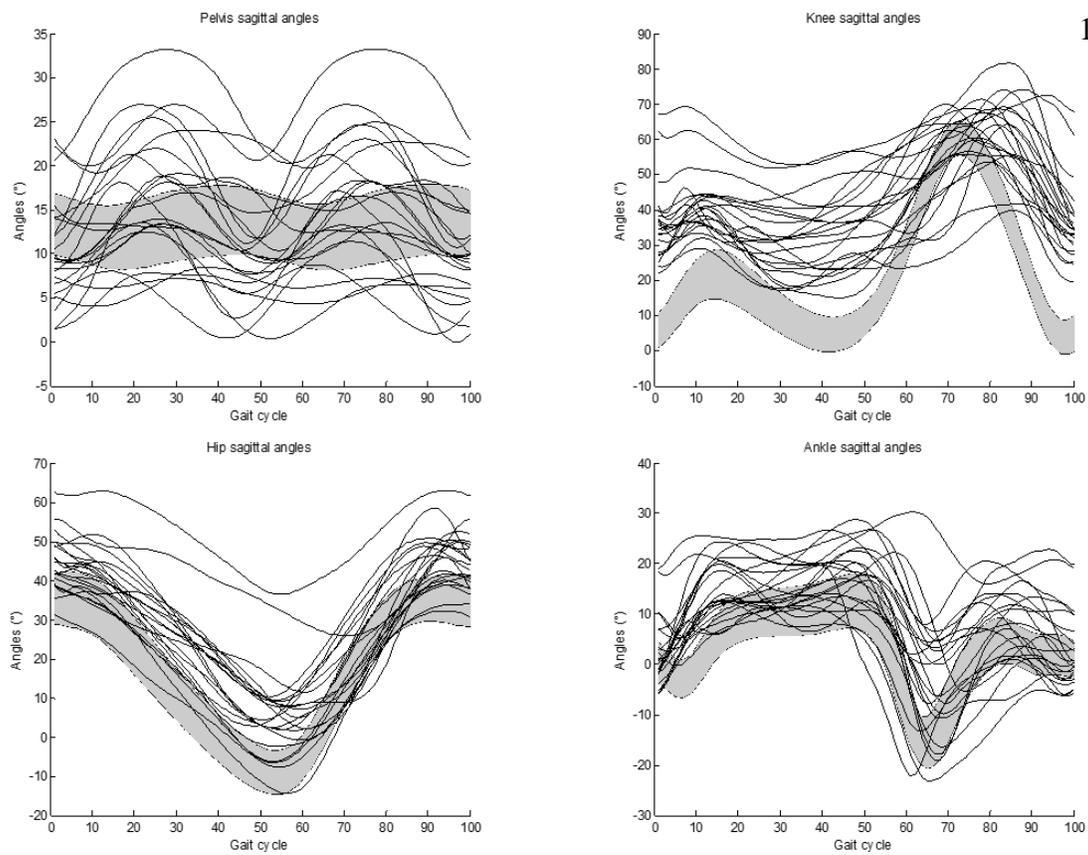


Figure 3. Correlations between hip muscle strength and increased knee flexion and flexion index.



Supplementary Figure 1: Individual pelvis, knee, hip, and ankle joint kinematics in the sagittal plane during gait analysis performed prior to the 6-minute walking exercise.

Supplementary Table 1. Maximal angles in sagittal plane at the first minute and the variation in maximal angles between the first and sixth minute.

Participants' limb	Max min 01	Δmax	Max min 01	Δmax	Max min 01	Δmax	Max min 01	Δmax	Max min 01	Δmax
	Pelvis	<i>Pelvis</i>	Hip	<i>Hip</i>	Knee	<i>Knee</i>	Ankle	<i>Ankle</i>	Flexion index	<i>Flexion index</i>
1	33.53	-1.7	64.64	1.21	56.19	-1.83	25.00	0.87	145.83	0.25
2	8.44	-2.22	28.99	-1.78	37.36	2.25	14.71	2.17	81.06	2.64
3	19.39	-1.78	38.39	-3.12	42.39	4.7	20.36	2.53	101.14	4.11
4	8.08	-2.43	40.82	-4.7	45.91	-0.58	27.87	0.1	114.60	-5.18
5	14.62	-1.48	41.96	-1.36	40.56	6.47	26.46	-0.25	108.98	4.86
6	9.10	-0.58	40.21	-0.38	64.10	-1.63	25.77	-4.62	130.08	-6.63
7	26.94	-1.7	52.26	-2.19	38.59	0.7	22.34	-0.94	113.19	-2.43
8	13.14	-0.88	39.68	-6.25	34.32	-1.56	13.27	0.05	87.27	-7.76
9	20.80	0.88	42.90	-1.42	42.95	1.09	25.00	-1.21	110.85	-1.54
10	20.35	-2.2	27.18	9.86	31.52	11.96	20.30	-1.21	79.00	20.61
11	15.94	-6.58	47.42	-0.9	58.69	17.79	24.06	9.39	130.17	26.28
12	26.08	-5.73	51.10	-0.5	45.22	10.26	18.03	3.15	114.35	12.91
13	13.38	-2.83	26.42	3.87	36.53	1.51	11.06	2.44	74.01	7.82
14	12.33	-3.19	37.42	-1.85	41.40	7.62	24.71	0.83	103.53	6.6
15	9.82	-1.52	33.90	-0.96	41.51	0.9	15.70	1.59	91.11	1.53
16	15.36	2.26	45.64	-2.28	49.82	4.23	19.96	-0.04	115.42	1.91
17	17.11	-3.99	44.00	4.28	49.91	9.9	14.96	2.25	108.87	16.43
18	26.69	-1.07	44.97	-0.58	32.64	-4.09	22.59	-1.85	100.20	-6.52
19	7.68	0.21	27.36	-0.19	34.65	3.84	12.75	-0.05	74.76	3.6
20	23.17	-0.62	44.23	-1.78	47.18	-0.53	18.47	1.31	109.88	-1
21	17.71	-1.36	23.51	9.48	28.55	13.95	17.66	3.4	69.72	26.83
22	17.08	-9.73	34.25	-1.31	57.37	16.45	30.71	8.49	122.33	23.63
MEAN	17.12	-2.19	39.88	-0.13	43.52	4.70	20.53	1.29	103.93	5.86
STD	7.01	2.57	9.81	3.90	9.48	6.30	5.38	3.10	20.20	10.75

Δmax : Angles variation: (min06 - min01)

CHAPITRE VI

ARTICLE 3 – RELATION ENTRE LA DÉTÉRIORATION DU PATRON DE MARCHE «JUMP GAIT» ET LA FORCE AINSI QUE LA FATIGUE MUSCULAIRE CHEZ LES ENFANTS AYANT UNE PARALYSIE CÉRÉBRALE

Titre : «Short walking exercise leads to gait changes and muscle fatigue in children with CP who walk in a jump gait»

Auteurs: Audrey Parent, Fabien Dal Maso, Annie Pouliot-Laforte, Yosra Cherni, Pierre Marois, Laurent Ballaz.

Statut : Publié dans la revue «American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation» (IF :1.8) en février 2021

6.1 Mise en contexte

L'étude précédente (Étude 2) a mis en évidence la présence de fatigue musculaire au niveau du droit fémoral à la fin d'un exercice de marche continue (Parent *et al.*, 2019). Une relation entre la faiblesse musculaire des extenseurs de la hanche et la détérioration de la cinématique du patron de marche «crouch gait» a également été soulignée. Cependant, ces résultats rapportés chez des enfants ayant une PC et marchant en «crouch gait» ne sont pas généralisables à tous les patrons de marche.

Le patron de marche «jump gait» est aussi fréquemment retrouvé chez les enfants ayant une PC (Wren *et al.*, 2005). Une flexion excessive des genoux est également observée au contact initial, mais, à la différence du «crouch gait», une extension est générée durant la phase de simple appui. Dans les dernières années, ces deux patrons de marche ont été regroupés sous la dénomination «flexed knee gait». Cependant, les différences biomécaniques majeures entre ces deux patrons de marche devraient entraîner des différences dans la détérioration de la cinématique et dans la fatigue musculaire durant un exercice continu de marche. L'identification de ces différences permettrait de préciser des interventions thérapeutiques spécifiques pour les enfants marchant en «jump gait» afin d'éviter la détérioration de la cinématique durant les déplacements quotidiens.

6.2 Objectif spécifique

L'objectif de cette étude était d'évaluer les changements de la cinématique et la fatigue musculaire durant un exercice de marche chez des enfants ayant une PC et marchant en «jump gait». Cette étude visait également de mettre en relation les changements de la cinématique, la fatigue ainsi que la faiblesse musculaires spécifiques à ce patron de marche.

6.2.1 Sous objectif 1

Évaluer les changements de la cinématique des membres inférieurs et la fatigue musculaire entre la première minute et la dernière minute de l'exercice de marche chez les enfants ayant une PC et marchant en «jump gait».

Hypothèse 1.1. Une augmentation de la flexion des genoux sera observée à la fin de l'exercice.

Hypothèse 1.2. Une fatigue musculaire sera observée au niveau des extenseurs du genou et des abducteurs de la hanche à la fin de l'exercice à travers la diminution de la fréquence médiane du signal EMG.

Sous-objectif 2

Déterminer la relation entre les changements de la cinématique et la force ainsi que la fatigue musculaires.

Hypothèse 2.1. L'augmentation de la flexion des genoux sera positivement associée à la fatigue du quadriceps et du moyen fessier ainsi qu'à la faiblesse musculaire au niveau des extenseurs du genou et des abducteurs de la hanche.

6.3 Abstract

Objective. To evaluate kinematic changes and muscle fatigue in jump gait during a walking exercise, and the relationship between kinematic changes and muscle fatigue and strength.

Design. This preliminary study included ten children with cerebral palsy (CP) who walk with jump gait. Hip and knee maximal isometric muscle strength were measured using a dynamometer. Then, lower-limb kinematics and electromyography were collected while children walked continuously for 6-min at their self-selected speed. Electromyography median frequency and lower-limb joint angles were compared between the first and the sixth minute of the walking exercise using T-test and Wilcoxon rank test. Relationship between kinematic changes and muscle strength and changes in electromyography median frequency were assessed using correlation analyses.

Results. During stance, maximal knee flexion significantly increased at the sixth minute ($P=0.01$) and was associated with knee extensor muscle weakness ($\rho=-0.504$, $P=0.03$). Muscle fatigue was only observed in gluteus medius muscle ($P=0.01$).

Conclusions. Children with CP who walked with jump gait and who had knee extensor weakness were more prone to an increase in knee flexion during a continuous walk. The fatigue in the gluteus medius muscle suggests that physical intervention should target the endurance of this muscle to improve jump gait.

Keywords

Cerebral palsy; jump gait; walking exercise; muscle strength;

What is Known

Jump gait is a common walking pattern in children with CP. The excessive knee flexion leads to an increase in muscle force requirement for walking. This may lead to fatigue during daily-life activities.

What is New

A greater knee flexion was found after a walking exercise, especially in children with knee extensor muscle weakness. Furthermore, fatigue in gluteus medius muscle was observed after the walking exercise. These results suggest that future interventions should focus on knee extensor and hip abductor muscle strength when aiming to improve walking abilities in children with CP who walk with jump gait.

6.4 Introduction

Cerebral palsy (CP) represents a group of posture and movement disorders due to non-progressive disturbances that occurred in the developing fetal or infant brain ¹. It leads to impaired motor control, abnormal muscle tone and muscle weakness, which alter walking ability. Jump gait is a common gait pattern in children with bilateral spastic CP ². It is characterized by an excessive knee flexion at initial contact, followed by knee and ankle extension during midstance of the gait cycle ³. Such a gait results in large knee and ankle ranges of motion (RoM) and excessive vertical center of mass displacement, which may increase energy cost of walking ⁴. Moreover, an early plantar flexion occurs in jump gait during stance, which results in altered power generation ⁵. These kinematic and kinetic specificities may contribute to the development of early fatigue during continuous walking. Muscle fatigue is often reported in individuals with CP ⁶, and may affect gait quality during daily life activities. A better knowledge of the impact of fatigue on gait in children who walk with jump gait is required to improve physical training that aims to enhance walking endurance.

To date, very few studies have assessed the impact of muscle fatigue on gait kinematics throughout a walking exercise in children with CP. In a heterogeneous group of children with CP, muscle fatigue, assessed via the decrease of electromyography (EMG) median frequency (MDF), was found in tibialis anterior, gastrocnemius medialis and soleus during a short walking exercise ⁷. However, this study did not report the impact of muscle fatigue on kinematics. In children who walk in crouch gait, an increase in knee flexion and ankle dorsiflexion during stance was reported along with muscle fatigue at the rectus femoris (RF) at the end of a 6-minute walking exercise (6mwe) ⁸. Interestingly, the deterioration in crouch gait was associated to hip extensor muscle weakness, suggesting that muscle strength is a key factor influencing gait deterioration during walking.

In jump gait, both triceps surae and quadriceps muscles are highly involved in body support due to excessive knee flexion in early stance and excessive plantar flexion in late stance ⁹. A greater involvement of gluteus medius (GMED) for mediolateral balance has also been reported in jump gait compared to crouch gait ⁹. Hence, children with CP who walk with jump gait may have specific muscle and kinematic adaptations related to fatigue during walking exercise.

The first aim of this study was to investigate kinematic changes and muscle fatigue in jump gait in children with CP during a 6mwe, representative of daily life activities. We hypothesized that knee flexion would increase at the end of the 6mwe, and fatigue would appear in the quadriceps and GMED muscles, because of their role in balance and body weight support ^{9,10}. The second aim of this study was to investigate the relationship between muscle fatigue, muscle strength, and gait deterioration. We hypothesized that children with greater knee extensor and hip abductor strength, and with less fatigue at the quadriceps and GMED muscles, would show less gait deterioration at the end of the 6mwe.

6.5 Methods

6.5.1 Participants

This retrospective study included children with CP selected from the database of the Gait lab Montreal (LAM-CRME). Children who performed an instrumented gait analysis between 2013 and 2018 were screened for the following inclusion criteria: diagnosis of bilateral spastic CP, the ability to walk continuously for 6 minutes with or without walking aids, but without orthosis, and the presence of a jump gait pattern. Jump gait pattern was defined by an excessive knee flexion at initial contact ($\geq 20^\circ$) and a decrease of knee flexion ($\leq 15^\circ$) during the single-limb stance phase. This decreased knee flexion allowed to distinguish jump gait from crouch gait ^{3,8,9}.

Exclusion criteria were surgical intervention and botulinum toxin injections within the last 12 and 6 months before gait analysis, respectively. This study was approved by the local Research Ethics Board (CHU Sainte-Justine, Montreal, Canada). Consent and assent were obtained from children's parents and children, respectively.

6.5.2 Experimental protocol and data collection

6.5.2.1 Muscle Strength

Maximal isometric voluntary strength was measured bilaterally using a handheld dynamometer (Lafayette Instruments, Lafayette, USA), before the 6mwe. Maximal knee extensor and hip abductor muscle strength were assessed according to positions described by Eek et al. ¹¹. The dynamometer was held on the distal portion of the segment by an experienced assessor, while stability of the proximal portion was ensured by an assistant. Participants had to push against the dynamometer "as strong as possible" for 6 seconds. Standardized encouragements were provided. Three trials, followed by a 30-second rest period, were performed for each muscle group.

6.5.2.2 Instrumented gait analysis

Kinematics. Following the Plug-in Gait kinematic model recommendations, 35 reflective markers were positioned on participants ¹². Marker trajectories were recorded using a 12-camera motion capture system (T40x cameras, Vicon, Oxford, UK) with a sampling frequency of 100 Hz.

Electromyography. Surface EMG measurements (wireless FreeEMG300 system, BTS Bioengineering, Milano, Italy) were sampled at 1000 Hz. Electrodes were positioned on the RF, vastus lateralis (VL), tibialis anterior (TA), semitendinosus (ST), gastrocnemius lateralis (GAL), and GMED of both legs. SENIAM recommendations were followed for suitable skin preparation and electrode placement ¹³.

6-minute walking exercise. The 6mwe consisted in walking barefoot around a 25-meter path for 6 minutes at a self-selected speed. Based on distance travelled, this exercise was considered representative of daily life activities¹⁴. As the 25-meter path is a quasi-oval shape, kinematic and EMG data were collected when children walked along the straight part of the path. Data from the first and sixth minutes were kept for subsequent analysis.

6.5.3 Data analysis

Muscle strength. For both knee extensor and hip abductor muscles groups, the two closest force values of maximal isometric voluntary strength out of the three trials were averaged for each leg¹⁵. Force was multiplied by the lever arm length to obtain joint torques. Joint torques were then normalized to body mass (Nm/kg).

Kinematics. Marker trajectories were filtered using the Vicon Woltring routine¹⁶. Then, joint angles were obtained using Nexus 1.8.5 (Vicon Motion Systems, Oxford, UK). Between 2 and 6 gait cycles were averaged to compute kinematic data of the first and sixth minutes of the 6mwe. The outcome measures were: (1) walking speed, step length, cadence; (2) maximal, minimal, and RoM angles of pelvic tilt, obliquity and rotation, as well as hip, knee and ankle flexion/extension during single-limb stance, as it represents a key phase for stability and forward motion in gait⁴.

EMG median frequency. EMG data were analyzed using custom-made Matlab scripts¹⁷. All subsequently mentioned filters are zero-lag 4th order Butterworth filters. Raw EMG data were first bandpass filtered between 20 and 400 Hz. EMG MDF was computed at each time-frame using a time-frequency transformation^{18,19} of bandpass filtered EMG signals (WavCrossSpec package 20, mother wavelet: Morlet, wave number: 7, frequency range: 1:400Hz in 1Hz steps). Then, EMG MDF was averaged when muscles were active during the first and the sixth minutes of the 6mwe. To determine periods of muscle activation, bandpass filtered EMG signals were rectified

and lowpass filtered at 50 Hz. A relaxed upright position state was used to determine the EMG signal threshold for each muscle. The mean of a 300 ms window of the EMG signal with the smallest standard deviation (SD) was computed. The activation threshold was determined based on 3 standard deviations above this mean²¹. Due to noise appearing after initial contact, a semi-automatic process was used to remove section of EMG data containing artifact.

6.5.4 Statistical analysis

Both legs of each participants (20 legs) were included in the statistical analysis. Normality of the distribution was determined by using the Lilliefors test (Supplementary Table 1). According to the normality of the distribution, a Student test or Wilcoxon signed rank test was used to compare kinematic outcomes and EMG MDF between the first and sixth minute of the 6mwe. Significance was set at $p \leq 0.05$, and corrected with false discovery rate (FDR) procedure for multiple comparisons ($q=0.20$; FDR=20%)^{22,23}. P-value and Benjamini-Hochberg P-value (q) were reported. The effect size was reported using Cohen's d .

Finally, according to the normality of the distribution, Pearson's or Spearman correlations were used to evaluate correlations between kinematic changes, muscle strength, and EMG MDF changes. Kinematic and EMG changes corresponded to the difference between the sixth and the first minute of the 6mwe. More specifically, to answer our hypothesis, correlations were performed 1) between knee flexion angle changes and i) knee extensor muscle strength, and ii) changes in RF and VL EMG MDF; 2) between changes in pelvic obliquity angle and i) hip abductor muscle strength, and ii) change in GMED EMG MDF; 3) between ankle plantarflexion angle changes and changes in GAL EMG MDF.

6.6 Results

6.6.1 Participants

Ten children met the inclusion criteria; their characteristics are reported in Table 1. EMG signals were not recorded for one child at the sixth minute. Therefore, the EMG analysis included 9 children (18 legs). Moreover, due to EMG artifacts, the EMG analysis included various numbers of legs depending on muscles, i.e. 13 legs for the RF, 12 legs for the VL; 17 legs for the GMED and TA; 16 legs for the ST; and 18 legs for the GAL.

---- Table 1 ----

6.6.2 First versus sixth minute of the 6mwe

Kinematics. No significant differences were found for step length ($P=0.35$, $q=0.93$), walking speed ($P=0.72$, $q=0.93$), and cadence ($P=0.52$, $q=0.93$) between the first and sixth minute of the 6mwe. During single-limb stance, the maximal knee flexion angle significantly increased ($P=0.01$, $q=0.14$). A trend toward significance for the increase in knee flexion RoM was also observed ($P=0.06$, $q=0.54$) (Table 2). Mean gait kinematics at the first and sixth minute of the 6mwe are shown in Figure 1.

---- Table 2 ----

----- Figure 1 -----

Median frequency. Significant MDF decrease was only found in GMED muscle ($P=0.01$, $q=0.14$) between the first and sixth minute of the 6mwe (Table 3).

---- Table 3 ----

6.6.3 Correlation analyses

6.6.3.1 Kinematic changes versus muscle strength

Significant correlations were found between knee extensor muscle strength and changes in minimum knee angles ($\rho = -0.50$, $P = 0.03$; Figure 2) during single-limb stance. As shown in Figure 2, weaker knee extensor muscle strength was associated with greater increase in minimum knee flexion angle. No significant correlation was found between changes in pelvic obliquity and hip abductor muscle strength.

---- Figure 2 ----

6.6.3.2 Kinematic changes versus EMG median frequency changes

No significant correlation was found between changes in RF or VL MDF and changes in knee flexion angles, between changes in GMED MDF and changes in pelvic obliquity, or between changes in GAL MDF and changes in ankle plantarflexion.

6.7 Discussion

The objectives of this preliminary study were to evaluate gait changes during a continuous walking exercise, and to explore relationships between kinematic changes, muscle strength, and muscle fatigue in children with CP who walk with jump gait. At the end of the 6mwe, maximal knee flexion increased during the single-limb stance and this change was associated with lower knee extensor muscle strength. Moreover, fatigue was highlighted at the GMED muscle, considering the significant decrease in GMED MDF.

6.7.1 Kinematic changes during the 6mwe

As expected, the maximum knee flexion observed in early midstance increased at the end of the 6mwe. This gait deterioration was not due to changes in walking speed, step

length, or cadence. This increase in knee flexion was not maintained throughout the stance phase, as the minimum knee flexion during single-limb stance did not significantly change at the end of the 6mwe ($P=0.78$). These results show that children who walk with jump gait were able to generate knee extension during stance despite an increased maximum knee flexion at the end of the 6mwe. Accordingly, a trend was also found towards an increase in knee RoM ($P=0.06$). These results highlight that a short walking exercise, similar to daily life travelled distances¹⁴, results in gait pattern deterioration, which could have detrimental musculoskeletal effects. Indeed, the greater maximum knee flexion in early midstance requires more muscle work to generate lower limb extension²⁴. Additionally, this more flexed posture in early stance results in excessive stress around the knee joint, which over time may lead to pain and daily life activity limitations²⁵.

6.7.2 Origin of gait deterioration

Muscle strength was assessed to evaluate its relationship with gait deterioration. Results showed that weaker knee extensors were associated with an increase in knee flexion during single-limb stance at the end of the 6 minutes of continuous walking. Hence, this association suggests that knee extensor weakness may predispose children who walk with jump gait to increase knee flexion during a continuous walking exercise. Muscle weakness in children with CP has previously been associated with walking abilities²⁶⁻²⁹. Several muscle groups, e.g. hip extensors; hip abductors; knee flexors; ankle plantarflexors, have been highlighted as key muscles for walking, but different muscle groups are emphasized in each study. This variability may appear because of differences in the parameters chosen to assess walking abilities, i.e. GMFM-66 (E)²⁶, instrumented gait analysis²⁷, functional tests²⁸, or GMFCS level²⁹, as well as, in the methodology used to measure muscle strength. However, knee extensor muscles have never been associated with walking abilities in these studies²⁶⁻²⁹. A possible explanation for this discrepancy could be related to gait pattern heterogeneity. Indeed,

a specific gait pattern was evaluated in the present study, whereas a heterogeneous group of walking patterns was included in the other studies. As muscle work can differ depending on gait patterns ⁵, walking may necessitate strength in different muscle groups relatively to the gait pattern. The present study reported an association between muscle strength and walking, specifically in children who walk with jump gait. These results could not be anticipated with other gait patterns. Furthermore, the present study evaluated the relationship between muscle strength and changes in gait during a continuous 6-minute walking exercise. Muscle requirement may differ during a continuous walking that necessitates coordination and weight bearing for a long period compared to a few meters walk.

The increase in minimum knee flexion was not associated with RF or VL muscle fatigue, i.e. decrease in MDF. It emphasized the hypothesis that the increase in knee flexion appearing at the end of a continuous walk may be related to muscle weakness rather than poor muscle endurance. Hence, improving knee extensor muscle strength in children who walk with jump gait might help these children to maintain an extension or near-extension during single-limb stance while walking continuously. One can argue that other factors than muscle strength could explain the increased knee flexion found after the 6mwe and the present study did not report causal relationship.

A significant decrease in GMED MDF was observed at the end of the 6mwe. This muscle is involved in pelvic obliquity stabilization and body weight support during single-limb stance ^{9,29}. GMED contribution to medio-lateral balance is increased in jump gait, compared to typically developing children ⁹. Hence, important activation of this muscle for medio-lateral stabilization during single-limb stance could lead to muscle fatigue during a continuous walk, as found in the present study. This fatigue was highlighted whereas no concurrent kinematic changes were found at the pelvis. Using the EMG, fatigue is assessed through myoelectric manifestations of muscle fatigue, which account for all the physiological changes taking place in a muscle ³⁰.

Hence, fatigue can be highlighted before the mechanical manifestation of muscle fatigue and its impact on movement ³¹. A longer walking exercise could have led to significant pelvic kinematic change.

6.7.3 Specificities of gait deterioration according to walking pattern in CP

Several walking patterns have been identified in children with CP. In many studies crouch gait and jump gait are pooled under the denomination “flexed knee gait”, because of the excessive knee flexion appearing during early stance in both of these gait patterns ³². Although an increased knee maximum flexion between the first and sixth minute of the 6mwe was also found in crouch gait in a previous study ⁸, differences were highlighted by the present study in children who walk with jump gait. Firstly, increased knee flexion was only observed in early midstance in jump gait, while it was increased throughout the stance phase in crouch gait ⁸. Children who walked with a jump gait were still able to generate knee extension during midstance at the end of the 6mwe, suggesting an active or nearly-active Plantarflexor/Knee-extensor (PF/KE) couple in jump gait, which is not the case in crouch gait ³³. Secondly, muscle fatigue was found in GMED in children who walk with jump gait but not for those who walk with crouch gait ⁸. This discrepancy may be due to the important GMED contribution to medio-lateral balance in jump gait ⁹.

No sign of fatigue was reported in TA and GAL muscles during the 6mwe in children who walked with a jump gait. Eken et al. ³⁴ found fatigue in ankle muscles after a walking exercise in a heterogeneous group of children with unilateral and bilateral CP. All together, these results highlight the importance of considering CP-related gait patterns separately, specifically for crouch and jump gait which are often considered together as “flexed-knee gait”. Considering these gait patterns separately would allow to personalize interventions as different muscles are affected by fatigue.

In flexed-knee gait, hamstring and gastrocnemius lengthening , as well as rectus femoris transfer ³⁵ are usually used to improve lower limb extension. The present study also suggests that strengthening the knee extensor muscles and GMED in children who walk with jump gait might help to decrease the excessive knee flexion appearing after few minutes of walking.

6.7.4 Limitations

This study has limitations that need to be considered when interpreting results. First, the sample size is small. The severe selection criteria, the availability of kinematic and EMG data collected in a clinical context, and the focus on jump gait explained this small sample size. However, as the sample focused only on jump gait, it allowed to provide valuable specific conclusions related to the impact of the 6mwe in children with CP. These results are not generalizable to another gait pattern. Second, muscle strength measurements did not include ankle muscles because of the poor reliability of this measurement with a handheld dynamometer ²⁹. Third, no kinetic measurements were done during the 6mwe to confirm the role of the PF/KE couple on gait alteration. Finally, due to the small sample, a lack of power could explain the absence of fatigue in other muscles than the GMED.

Conclusion

The present study is the first to investigate the effect of continuous walking exercise on jump gait in children with CP. Maximum knee flexion increased in early midstance and fatigue was observed in GMED muscle at the sixth minute of the walking exercise. Correlations analysis suggested that muscle weakness in knee extensors leads to an increase in knee flexion during the single-limb stance. Further studies are necessary to identify the origin of gait deterioration during continuous walking in children with CP who walk with jump gait.

Acknowledgements

The authors thank Benjamin Sinclair and Mathieu Bissonnette for their help in data collection, as well as the children who were included in the study.

6.8 References

1. Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Dev Med Child Neurol.* 2005;47(8):571-576.
2. Sutherland DH, Davids JR. Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. *Clin Orthop.* 1993;(288):139-147.
3. Rodda JM, Graham HK, Carson L, Galea MP, Wolfe R. Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86(2):251-258.
4. Kuo AD, Donelan JM. Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implications. *Phys Ther.* 2010;90(2):157-174. doi:10.2522/ptj.20090125
5. 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(3):224-232.
6. Brunton LK, Rice CL. Fatigue in cerebral palsy: a critical review. *Dev Neurorehabilitation.* 2012;15(1):54-62. doi:10.3109/17518423.2011.629633
7. Eken MM, Braendvik SM, Bardal EM, Houdijk H, Dallmeijer AJ, Roeleveld K. Lower limb muscle fatigue during walking in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2019;61(2):212-218. doi:10.1111/dmcn.14002

8. Parent A, Pouliot-Laforte A, Dal Maso F, Cherni Y, Marois P, Ballaz L. Muscle fatigue during a short walking exercise in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *Gait Posture*. 2019;72:22-27. doi:10.1016/j.gaitpost.2019.05.021
9. Correa TA, Schache AG, Graham HK, Baker R, Thomason P, Pandy MG. Potential of lower-limb muscles to accelerate the body during cerebral palsy gait. *Gait Posture*. 2012;36(2):194-200. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.02.014
10. Sangeux M, Rodda J, Graham HK. Sagittal gait patterns in cerebral palsy: The plantarflexor–knee extension couple index. *Gait Posture*. 2015;41(2):586-591. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.12.019
11. Eek MN, Kroksmark A-K, Beckung E. Isometric Muscle Torque in Children 5 to 15 Years of Age: Normative Data. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87(8):1091-1099.
12. Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci*. 1991;10(5):575-587. doi:10.1016/0167-9457(91)90046-Z
13. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10(5):361-374. doi:10.1016/S1050-6411(00)00027-4
14. Graham HK, Harvey A, Rodda J, Nattrass GR, Pirpiris M. The Functional Mobility Scale (FMS). *J Pediatr Orthop*. 2004;24(5):514-520.
15. Ballaz L, Plamondon S, Lemay M. Ankle range of motion is key to gait efficiency in adolescents with cerebral palsy. *Clin Biomech*. 2010;25(9):944-948. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.06.011

16. Woltring HJ. A FORTRAN package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Adv Eng Softw.* 1986;8(2):104-113.
17. Gaudet S, Tremblay J, Dal Maso F. Evolution of muscular fatigue in periscapular and rotator cuff muscles during isokinetic shoulder rotations. *J Sports Sci.* 2018;36(18):2121-2128. doi:10.1080/02640414.2018.1440513
18. Hussain M, Mamun Md. Effectiveness of the Wavelet Transform on the Surface EMG to Understand the Muscle Fatigue During Walk. *Meas Sci Rev.* 2012;12(1):28–33. doi:10.2478/v10048-012-0005-x
19. Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clin Biomech Bristol Avon.* 2009;24(4):327-340. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010
20. Grinsted A, Moore JC, Jevrejeva S. Application of the Cross Wavelet Transform and Wavelet Coherence to Geophysical Time Series. *Nonlin Processes Geophys.* 11(5/6):561-566. doi:10.5194/npg-11-561-2004
21. Hodges PW, Bui BH. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1996;6:511-519.
22. Benjamini Y, Hochberg Y. Controlling the False Discovery Rate: A Practical and Powerful Approach to Multiple Testing. *J R Stat Soc Ser B Methodol.* 1995;57(1):289-300.
23. McDonald John H. *Handbook of Biological Statistics (3rd Ed).* Sparky House Publishing; 2014.

24. McNee AE, Shortland AP, Eve LC, Robinson RO, Gough M. Lower limb extensor moments in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait Posture*. 2004;20(2):171-176. doi:10.1016/j.gaitpost.2003.08.009
25. Opheim A, Jahnsen R, Olsson E, Stanghelle JK. Walking function, pain, and fatigue in adults with cerebral palsy: a 7-year follow-up study. *Dev Med Child Neurol*. 2009;51(5):381-388. doi:10.1111/j.1469-8749.2008.03250.x
26. Eek MN, Beckung E. Walking ability is related to muscle strength in children with cerebral palsy. *Gait Posture*. 2008;28(3):366-371.
27. Ross SA, Engsberg JR. Relationships Between Spasticity, Strength, Gait, and the GMFM-66 in Persons With Spastic Diplegia Cerebral Palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88(9):1114-1120. doi:10.1016/j.apmr.2007.06.011
28. Dallmeijer AJ, Rameckers EA, Houdijk H, Groot S de, Scholtes VA, Becher JG. Isometric muscle strength and mobility capacity in children with cerebral palsy. *Disabil Rehabil*. 2017;39(2):135-142. doi:10.3109/09638288.2015.1095950
29. Thompson N, Stebbins J, Seniorou M, Newham D. Muscle strength and walking ability in diplegic cerebral palsy: implications for assessment and management. *Gait Posture*. 2011;33(3):321-325. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.10.091
30. Merletti R, Parker PA. *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. John Wiley & Sons; 2004.
31. Basmajian J. V, De Luca CJ. *Muscles Alive*. 5th ed. Williams and Wilkins; 1985.

32. O'Sullivan R, Marron A, Brady K. Crouch gait or flexed-knee gait in cerebral palsy: Is there a difference? A systematic review. *Gait Posture*. 2020;82:153-160. doi:10.1016/j.gaitpost.2020.09.001
33. Brunner R, Rutz E. Biomechanics and muscle function during gait. *J Child Orthop*. 2013;7(5):367-371. doi:10.1007/s11832-013-0508-5
34. Eken MM, BrAEndvik SM, Bardal EM, Houdijk H, Dallmeijer AJ, Roeleveld K. Lower limb muscle fatigue during walking in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. Published online August 29, 2018. doi:10.1111/dmcn.14002
35. Church C, Ge J, Hager S, et al. Flexed-knee gait in children with cerebral palsy. *Bone Jt J*. 2018;100-B(4):549-556. doi:10.1302/0301-620X.100B4.BJJ-2017-0732.R1

Table 1. Children's characteristics.

Participants	Gender	Age (years)	GMFCS	Assistive device	Height (cm)	Mass (kg)
Spastic bilateral CP						
1	M	12	II	Canes*	133.0	31.5
2	M	10	I	None	132.0	26.5
3	M	9	II	None	124.5	22.3
4	F	7	II	None	120.0	21.3
5	F	16	II	None	147.2	42.6
6	M	11	I	None	135.3	29.6
7	F	6	I	None	112.0	20.1
8	F	6	II	Walker*	109.0	18.0
9	M	18	I	None	169.3	54.8
10	F	20	II	None	146.5	54.6
Mean (SD)	-	11 (5)	-	-	132.9 (18.2)	32.1 (13.8)

Abbreviations: F – Female; GMFCS – Gross Motor Function Classification System;

M – Male. *Assistive devices used for long distances, but not used for the 6mwe.

Table 2. Kinematic values at the first and sixth minute and changes between the first and sixth minute of maximal and minimal angles and range of motion during single-limb stance.

Maximal angle (°)						
Kinematics	Mean (SD) at min01	Mean (SD) at min06	Mean (SD) of Δ min	P- value	Benjamini- Hochberg P-value	Cohen's d
Pelvic						
Anteversion	25.3 (8.5)	25.0 (9.2)	-0.3 (2.6)	0.95	0.97	-0.03
Obliquity	4.9 (6.0)	4.3 (5.5)	-0.6 (2.1)	0.78	0.93	-0.11
Rotation	8.8 (7.4)	8.2 (11.7)	-0.6 (6.4)	0.78	0.93	-0.06
Hip						
Flexion	42.2 (10.5)	44.9 (10.5)	2.7 (3.8)	0.38	0.93	0.26
Knee						
Flexion	34.5 (6.6)	40.8 (6.8)	6.3 (5.4)*	0.01	0.14	0.94
Ankle						
Dorsiflexion	13.8 (5.1)	15.8 (6.4)	2.0 (2.8)	0.29	0.93	0.34
Minimal angle (°)						
Pelvic						
Anteversion	17.8 (8.2)	18.1 (8.4)	0.3 (2.1)	0.97	0.97	0.04
Obliquity	-2.2 (5.3)	-3.3 (5.2)	-1.1 (2.6)	0.60	0.93	-0.21
Rotation	-8.0 (6.8)	-8.8 (10.3)	-0.8 (6.6)	0.35	0.93	-0.09
Hip						
Flexion	0.3 (8.5)	-1.1 (8.4)	-1.4 (3.4)	0.60	0.93	-0.17
Knee						
Flexion	4.7 (10.1)	5.5 (10.3)	0.8 (4.1)	0.78	0.93	0.08
Ankle						
Dorsiflexion	-1.5 (8.0)	-1.8 (9.5)	-0.3 (5.0)	0.76	0.93	-0.04
Range of motion (°)						
Pelvic						
Anteversion	7.4 (3.0)	6.9 (3.0)	-0.5 (2.2)	0.63	0.93	-0.17
Obliquity	7.0 (2.7)	7.6 (3.0)	0.6 (1.5)	0.66	0.93	0.22
Rotation	16.7 (4.2)	17.0 (6.7)	0.3 (6.0)	0.84	0.93	0.06
Hip						
Flexion	41.9 (10.2)	46.0 (11.3)	4.1 (4.8)	0.13	0.88	0.39
Knee						
Flexion	29.8 (9.0)	35.3 (10.4)	5.5 (3.9)	0.06	0.54	0.58
Ankle						
Dorsiflexion	15.2 (7.3)	17.6 (8.5)	2.4 (4.8)	0.29	0.93	0.31

Abbreviation: SD, Standard deviation; min01, first minute; min06, sixth minute; Δ min = min06 – min01

Table 3. Median frequencies values at the first and sixth minute and changes between the first and sixth minute of the walking exercise.

Muscles	EMG Median frequency (Hz)					
	Mean (SD)	Mean (SD)	<i>Mean (SD) of</i>	P-value	Benjamini-Hochberg P-value	Cohen's d
	at min01	at min06	Δ min			
Rectus femoris	111.9 (16.1)	106.0 (14.5)	-5.9 (6.5)	0.44	0.93	-0.40
Vastus lateralis	96.4 (12.5)	92.0 (11.3)	-4.4 (9.7)	0.37	0.93	-0.39
Tibialis anterior	141.8 (21.4)	140.5 (19.0)	-1.3 (5.7)	0.86	0.93	-0.07
Gluteus medius	112.5 (7.9)	105.0 (8.6)	-7.5 (6.3)	0.01	0.14	-0.94
Semitendinosus	117.9 (13.7)	110.6 (12.4)	-7.3 (13.1)	0.19	0.93	-0.58
Gastronemius lateralis	146.6 (20.9)	144.4 (21.6)	-2.2 (7.5)	0.86	0.93	-0.11

Abbreviation: SD, Standard deviation; min01, first minute; min06, sixth minute; Δ min = min06 – min01

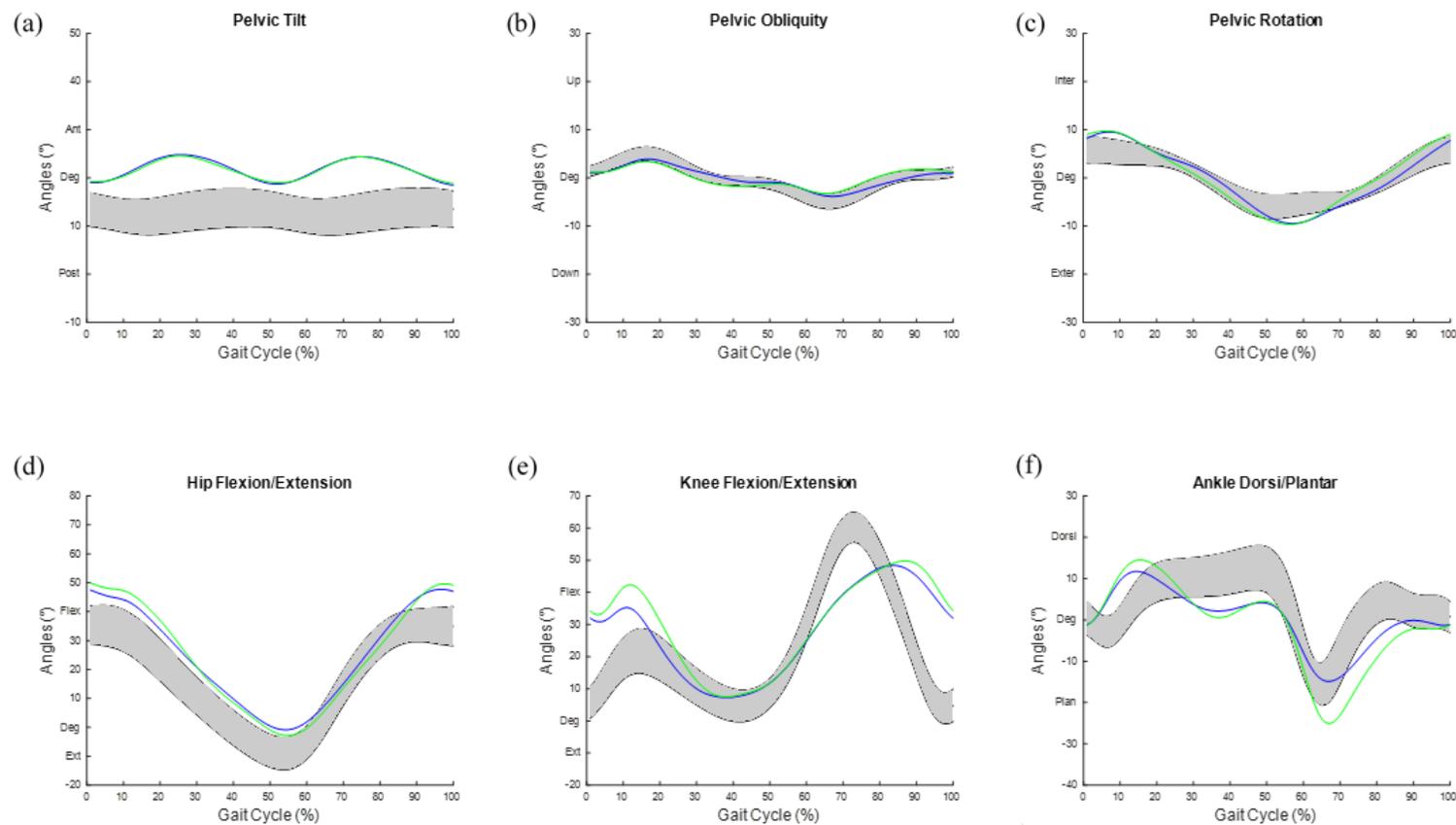


Figure 1. Mean kinematics at the first minute (blue line) and the sixth minute (green line) during a gait cycle. Gray line represents control values. Ant, anterior tilt; Dorsi, Dorsiflexion; Ext, Extension; Flex, Flexion; Exter, External rotation; Inter, Internal rotation; Plant, Plantarflexion; Post, Posterior tilt.

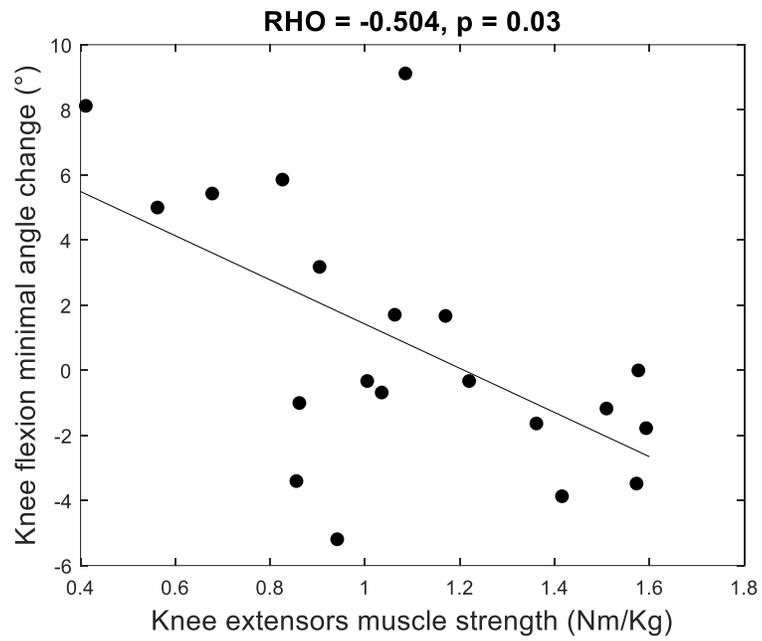


Figure 2. Correlation between knee extensor muscle strength and kinematic changes. In sagittal plane, positive changes correspond to increased flexion at the 6th min of the walking exercise.

Supplementary Table 1. Lilliefors test results for normality and the test used for comparison between min01 and min06.

Maximal angle (°)				
Kinematics	Normality P-value min01	Normality P-value min06	<i>Student T test or Wilcoxon</i>	
Pelvic				
Anteversion	0.22	0.50	<i>Wilcoxon</i>	
Obliquity	0.34	0.50	<i>Wilcoxon</i>	
Rotation	0.25	0.50	<i>Wilcoxon</i>	
Hip				
Flexion	0.50	0.50	<i>Wilcoxon</i>	
Knee				
Flexion	0.39	0.43	<i>Wilcoxon</i>	
Ankle				
Dorsiflexion	0.50	0.50	<i>Wilcoxon</i>	
Minimal angle (°)				
Pelvic				
Anteversion	0.24	0.40	<i>Wilcoxon</i>	
Obliquity	0.27	0.38	<i>Wilcoxon</i>	
Rotation	0.48	0.15	<i>Wilcoxon</i>	
Hip				
Flexion	0.05	0.34	<i>Wilcoxon</i>	
Knee				
Flexion	0.41	0.50	<i>Wilcoxon</i>	
Ankle				
Dorsiflexion	0.50	0.50	<i>Wilcoxon</i>	
Range of motion (°)				
Pelvic				
Anteversion	0.50	0.50	<i>Wilcoxon</i>	
Obliquity	0.50	0.50	<i>Wilcoxon</i>	
Rotation	0.50	0.50	<i>Wilcoxon</i>	
Hip				
Flexion	0.50	0.35	<i>Wilcoxon</i>	
Knee				
Flexion	0.20	0.22	<i>Wilcoxon</i>	
Ankle				
Dorsiflexion	0.50	0.15	<i>Wilcoxon</i>	

Abbreviation: SD, Standard deviation; min01, first minute; min06, sixth minute;

CHAPITRE VII

DISCUSSION GÉNÉRALE

La présente thèse avait pour objectif principal d'évaluer les changements de la cinématique lors d'un exercice de marche représentatif des déplacements quotidiens et de mettre en évidence les paramètres associés à la distance parcourue et aux changements cinématiques. Pour répondre à cet objectif, trois études ont été réalisées. Les résultats principaux de ces études seront résumés dans la section suivante. Au regard des autres études réalisées sur le sujet, les caractéristiques des participants inclus dans le présent travail seront discutées. Les relations entre la cinématique de la marche, la force et la fatigue musculaire seront également discutées en lien avec les caractéristiques des participants et les résultats décrits dans la littérature. Ensuite, les impacts des études de la présente thèse sur les recommandations cliniques seront abordés, en considérant notamment la spécificité de la force et de la fatigue musculaire en fonction des patrons de marche. Enfin, les limites de ce travail de doctorat seront énoncées avant de présenter les perspectives faisant suite à ce travail.

7.1 Résumé des résultats

Le premier objectif de cette thèse était d'évaluer le lien entre la distance de marche parcourue durant un exercice représentatif des déplacements quotidiens et la cinématique de marche, la force musculaire et le niveau GMFCS. Cette première étude a permis de souligner l'influence de la démarche sur la distance parcourue, et de

suggérer un lien spécifique à chacun des patrons de marche entre l'endurance musculaire et la distance de marche. Ainsi, le second objectif de cette thèse était d'évaluer les changements de la cinématique et la fatigue musculaire durant un exercice de marche en considérant le patron de marche de l'enfant. Les deux études suivantes rapportent donc les changements cinématiques et la fatigue musculaire durant un exercice de marche chez des enfants ayant une PC et marchant avec un patron de marche « crouch gait » et « jump gait ». Ces deux études visaient également à évaluer si les changements de cinématique étaient liés aux capacités de force musculaire isométrique maximale. Les résultats confirment que, durant un exercice de marche, les changements cinématiques, la fatigue musculaire et l'impact de la force musculaire sont différents en fonction du patron de marche de l'enfant.

7.1.1 Étude 1 : Relation entre la distance parcourue durant un exercice de marche et la cinématique et la force musculaire

La première étude a démontré une association entre la distance parcourue durant l'exercice de marche à vitesse confortable et la cinématique du bassin et de la hanche dans le plan sagittal. Une plus grande amplitude de mouvement a été associée à une plus grande distance parcourue par les enfants ayant une PC. Le modèle de régression linéaire multiple a permis d'identifier l'amplitude de mouvement de l'antéversion du bassin, l'angle minimal de l'obliquité du bassin ainsi que le niveau GMFCS pour expliquer 45,0% de la variance de la distance parcourue lors d'un exercice de marche représentatif des déplacements quotidiens. À l'opposé de nos hypothèses, la force musculaire n'a pas été identifiée comme facteur prédictif de la distance parcourue. Comme la marche exige le travail de plusieurs groupes musculaires, un indice global de force musculaire (Pouliot-Laforte *et al.*, 2020) aurait pu améliorer l'explication de la distance parcourue. De plus, des mesures cliniques telles que le niveau de spasticité et de contracture musculaire ainsi que l'amplitude de mouvement passive auraient également pu influencer la distance parcourue (voir section 7.6.5). La première étude de la présente thèse suggère cependant que la cinématique influencerait la distance

parcourue durant un exercice de marche. Ainsi, il serait pertinent de tenir compte du patron de marche dans des études visant à évaluer les associations entre la force et les capacités de marche.

7.1.2 Étude 2 : Fatigue musculaire durant la marche chez des enfants ayant une PC et marchant en «crouch gait»

L'objectif de la deuxième étude était d'évaluer les changements de la cinématique et la fatigue musculaire durant un exercice de marche représentatif des déplacements quotidiens. L'étude s'est concentrée sur des enfants ayant une PC spastique bilatérale et une flexion excessive des genoux tout au long de la phase d'appui, c'est-à-dire un patron de marche «crouch gait». Une plus grande flexion maximale des genoux et une diminution de la hauteur du centre de masse ont été observées à la 6^e minute de l'exercice de marche, traduisant une accentuation de la triple flexion caractéristique du patron de marche «crouch gait». Une fatigue au niveau du droit fémoral a été identifiée par la diminution de la fréquence médiane du signal EMG. Finalement, l'étude visait aussi à évaluer la relation entre la détérioration de la cinématique et la force musculaire. Une faiblesse des extenseurs de hanche a été associée à la plus grande flexion du genou présente à la 6^e minute de l'exercice.

7.1.3 Étude 3 : Relation entre la détérioration de la marche, la fatigue et la force musculaire chez les enfants ayant une PC et marchant en «jump gait»

L'objectif de la troisième étude était d'évaluer les changements de la cinématique et la fatigue musculaire durant un exercice de marche continue chez des enfants ayant une PC spastique bilatérale, et un patron de marche «jump gait». Contrairement au patron de marche «crouch gait», la démarche «jump gait» présente une extension du genou durant la phase de simple appui, malgré une flexion excessive des genoux en début d'appui. Une plus grande flexion maximale a également été observée à la 6^e minute chez les enfants marchant en «jump gait». Cependant, les enfants ont continué de générer l'extension caractéristique de ce patron de marche durant la phase d'appui.

L'amplitude de mouvement du genou présentait d'ailleurs une tendance vers une augmentation durant l'exercice continu de marche chez les enfants marchant en «jump gait». Une fatigue musculaire a été observée au niveau du moyen fessier, responsable de la stabilisation du bassin et de l'équilibre médio-latéral lors de la marche. Dans un deuxième temps, l'étude a également évalué les relations entre la détérioration de la marche, la force et la fatigue musculaire. Une faiblesse des extenseurs du genou a été associée à une plus grande flexion minimale du genou. Aucune relation n'a été trouvée entre la détérioration de la marche et la fatigue musculaire.

7.2 Caractéristiques des participants

Dans les études explorant les relations entre la distance de marche, la force et la fatigue musculaire, l'hétérogénéité des participants limite l'interprétation clinique des résultats. En effet, au vu de la diversité des atteintes liées à une PC, l'application des résultats issus d'études incluant tous types de PC peut s'avérer limitée pour une grande partie de la population des enfants ayant une PC. En particulier, l'hétérogénéité des participants concerne la topologie des atteintes et les patrons de marche. De plus, la majorité des études incluent les enfants ayant un niveau fonctionnel élevé (GMFCS I et II), négligeant ainsi les enfants aux capacités de marche les plus faibles (GMFCS III).

7.2.1 Niveaux fonctionnels

La majorité des études se sont concentrées sur des groupes d'enfants ayant principalement un niveau fonctionnel élevé (GMFCS I-II) pour évaluer la relation entre la force et les capacités de marche (Eek et Beckung, 2008 ; Ferland *et al.*, 2012 ; Gillett *et al.*, 2018) et pour mesurer la fatigue musculaire (Eken *et al.*, 2017, 2018 ; Moreau *et al.*, 2009). Les enfants de niveau GMFCS III présentent pourtant des limitations fonctionnelles plus importantes que les enfants de niveau GMFCS I-II. En effet, des

différences significatives ont été observées entre les niveaux GMFCS pour la distance parcourue lors d'un test de marche de 6 minutes (Fitzgerald *et al.*, 2016), pour la vitesse de marche et la longueur de pas (Davids *et al.*, 2019) ainsi que pour la force musculaire (Eek et Beckung, 2008 ; Thompson *et al.*, 2011). Ne pas inclure les enfants ayant un niveau GMFCS III dans les études limite l'application clinique des résultats aux enfants les plus fonctionnels. Les enfants ayant un niveau GMFCS III représentent la partie de la population la plus à risque d'une détérioration des capacités de marche avec l'âge (Opheim *et al.*, 2009). Ainsi, les relations établies entre les capacités de marche, la force et la fatigue musculaires devraient être approfondies chez les enfants moins fonctionnels pour qui les faibles capacités de marche sont une barrière à l'intégration sociale (Beckung et Hagberg, 2002).

7.2.2 Atteintes bilatérales vs unilatérales

De nombreuses études combinent les enfants ayant une atteinte unilatérale et ceux ayant une atteinte bilatérale dans leur échantillon (Dallmeijer *et al.*, 2017 ; Eken *et al.*, 2018 ; Ferland *et al.*, 2012 ; Gillett *et al.*, 2018 ; Maanum *et al.*, 2010). Cependant, des différences significatives ont été observées entre ces deux groupes au niveau de la spasticité, de la faiblesse musculaire et des performances à la marche (Meyns *et al.*, 2016). En effet, les atteintes bilatérales étaient associées à une plus grande spasticité, en particulier au niveau des ischio-jambiers (Holmes *et al.*, 2018 ; Meyns *et al.*, 2016). Une faiblesse musculaire plus importante est également retrouvée chez les enfants ayant une atteinte bilatérale au niveau des fléchisseurs de la hanche, des fléchisseurs et extenseurs du genou ainsi que des fléchisseurs de la cheville (Holmes *et al.*, 2018 ; Meyns *et al.*, 2016). Finalement, la performance à la marche est plus faible (Meyns *et al.*, 2016), notamment à cause d'une amplitude de mouvement réduite à la hanche, au genou et à la cheville (Holmes *et al.*, 2018). Une association entre la faiblesse musculaire et l'amplitude de mouvement de la cheville a d'ailleurs été démontrée chez les enfants ayant une atteinte bilatérale, mais cette relation n'était pas présente chez les

enfants ayant une atteinte unilatérale (Papageorgiou *et al.*, 2019). Ceux-ci compensent avec leur côté non-atteint pour maintenir leurs capacités de marche ce qui confère des caractéristiques très spécifiques à la démarche des personnes ayant une atteinte unilatérale (Szopa *et al.*, 2014).

Ainsi des différences importantes au niveau fonctionnel ont été observées entre les atteintes bilatérales et unilatérales. La combinaison de ces deux atteintes dans les études limitera l'interprétation des résultats, et ne sera pas spécifique à l'une des deux atteintes qui diffère en termes de faiblesse musculaire, spasticité et performance à la marche. L'inclusion d'enfants ayant des atteintes unilatérales et bilatérales dans un même groupe pour évaluer les relations entre les capacités de marche et les atteintes cliniques n'est donc pas souhaitable lorsqu'on veut étudier la stratégie particulière mise en place par les enfants ayant une atteinte bilatérale.

Les trois études de cette thèse se sont concentrées sur les atteintes bilatérales seulement. La taille des échantillons s'en est trouvée réduite, mais les conclusions des études s'appliquent à une population plus homogène ce qui augmente l'impact clinique des résultats pour cette partie moins fonctionnelle de la population.

7.2.3 Spécificité des patrons de marche

En plus de limiter l'inclusion des participants à des atteintes bilatérales, les études 2 et 3 de la présente thèse ont été effectuées en sélectionnant des patrons de marche spécifiques. Cette analyse a permis de constater des différences entre les patrons «crouch gait» et «jump gait» au niveau de la détérioration de la cinématique, des muscles fatigués, et de l'impact de la force musculaire (Études 2 et 3).

Dans la présente thèse, alors qu'une flexion maximale du genou a augmenté à la sixième minute dans les deux groupes, elle n'a été maintenue que par le groupe «crouch gait» (Étude 2) durant la phase d'appui. Dans le groupe «jump gait», cette

augmentation de flexion était plutôt suivie par une extension des genoux se rapprochant des valeurs initiales (Étude 3). Ce résultat suggère une force musculaire adéquate pour effectuer une extension de genou durant la phase de simple appui. L'action du couple FP/EG, permettant l'extension du genou durant l'avancement du tibia par l'action excentrique des fléchisseurs plantaires, pourrait expliquer en partie cette différence observée entre les deux patrons de marche. Alors que le couple FP/EG est absent dans le patron de marche «crouch gait», il est en partie actif dans le patron de marche «jump gait» (Brunner et Rutz, 2013 ; Sangeux *et al.*, 2015). De plus, dans une étude de simulation, Correa *et al.* (2012) ont mis en évidence que les fléchisseurs plantaires étaient significativement plus utilisés dans le patron de marche «jump gait» pour l'accélération du CM vers le haut comparativement au patron de marche «crouch gait». La différence au niveau de la sollicitation des fléchisseurs plantaires entre ces deux patrons de marche pourraient ainsi expliquer la différence dans leur détérioration.

En plus de considérer un groupe composé uniquement d'atteintes bilatérales, les résultats de ces études soulignent pour la première fois la nécessité de considérer séparément les patrons de marche pour évaluer l'impact de la force et de la fatigue musculaire sur les capacités de marche.

7.3 Force musculaire et paralysie cérébrale

La force musculaire est un facteur fréquemment étudié chez les enfants ayant une PC. Cependant, les résultats sont très variables d'une étude à l'autre concernant l'association des capacités de marche et de la force des différents groupes musculaires. Ce manque de consensus sera discuté en considérant l'hétérogénéité du niveau de force musculaire et des patrons de marche des participants.

7.3.1 Effet de la force musculaire sur la distance parcourue

Plusieurs études ont établi des relations entre la force musculaire et différentes capacités de marche chez des enfants ayant une PC, à savoir la vitesse de marche (Dallmeijer *et al.*, 2017), la distance de marche (Ferland *et al.*, 2012 ; Gillett *et al.*, 2018) ou le GMFM (Eek et Beckung, 2008 ; Ross et Engsberg, 2007). Cependant la variabilité au niveau de la sélection des participants ainsi que des paramètres sélectionnés pour représenter les capacités de marche n'a pas permis d'identifier un groupe musculaire spécifique ayant un impact déterminant sur les capacités de marche. L'utilisation d'un indice global de force musculaire par Pouliot-Laforte *et al.* (2020) a mis en évidence des relations entre la force globale des membres inférieurs et différentes capacités de marche, incluant la vitesse et l'efficacité de la marche. Cependant, ces relations n'ont été observées que dans le sous-groupe constitué des participants ayant les valeurs de force les plus faibles (Pouliot-Laforte *et al.*, 2020). Ces résultats suggèrent un effet plafond du niveau de force sur les capacités de marche et soulignent l'intérêt d'inclure des enfants moins fonctionnels qui présentent un faible niveau de force dans les analyses mettant en relation la force musculaire et les capacités de marche.

Parmi les différents paramètres représentant les capacités de marche, la distance parcourue lors d'un exercice continu de marche de 6 minutes est représentative des déplacements quotidiens (Graham *et al.*, 2004). La force musculaire isométrique des fléchisseurs de la hanche et des fléchisseurs plantaires ainsi que la force concentrique des fléchisseurs plantaires ont été associées à la distance parcourue par des adultes et des enfants ayant une PC et un niveau fonctionnel élevé (Ferland *et al.*, 2012 ; Gillett *et al.*, 2018). Dans un groupe d'enfants ayant majoritairement un faible niveau fonctionnel et une atteinte bilatérale, cette relation n'a pas été démontrée (Maanum *et al.*, 2010). Cette absence de relation pourrait également être liée à l'utilisation du bilan

musculaire manuel plutôt qu'un dynamomètre portable dans l'étude de Maanum *et al.* (2010).

Dans l'étude 1 de la présente thèse, la force musculaire n'a pas été corrélée avec la distance de marche et n'a pas été retenue dans le modèle de régression linéaire multiple pour expliquer la variance de ce paramètre. D'autres modèles de régression pourraient être pertinents à évaluer puisque la relation entre la distance de marche et la force musculaire n'est peut-être pas linéaire. En effet, une étude récente a associé la force musculaire à l'efficacité à la marche uniquement chez les enfants présentant une faible efficacité à la marche (Kimoto *et al.*, 2019). De tels résultats suggèrent qu'une relation non-linéaire est possible entre la force musculaire et les capacités de marche. Pouliot-Laforte *et al.* (2020) ont également mis en évidence une relation logarithmique entre la force musculaire et les capacités de marche, c'est-à-dire les vitesses de marche confortable, rapide et d'endurance ainsi que l'efficacité à la marche. Entre 24% et 34% de la variance des capacités de marche était expliqué par un indice de force musculaire global (Pouliot-Laforte *et al.*, 2020). Cet indice global de la force musculaire des membres inférieurs a été utilisé puisque la littérature n'a jusqu'à maintenant identifié que de faibles relations entre les capacités de marche et la force de groupes musculaires spécifiques (Dallmeijer *et al.*, 2017 ; Eek et Beckung, 2008 ; Ferland *et al.*, 2012). Ainsi, l'utilisation d'une relation non-linéaire entre la distance de marche et d'un indice global de force musculaire des membres inférieurs serait à considérer dans de futures études.

Comme aucun patron de marche n'avait été spécifiquement visé dans cette étude, l'hypothèse de travail a été de considérer que l'importance de la force ou de l'endurance d'un groupe musculaire sur les capacités de marche dépend du patron de marche de l'enfant. La force musculaire correspond à la quantité de force générée lors d'une contraction musculaire (NCBI MeSH, 2021). L'endurance musculaire correspond à la capacité à maintenir cet effort durant une tâche fonctionnelle (Eken *et al.*, 2014). La

variabilité de la cinématique de la marche dans les groupes des participants inclus dans les différentes études peut avoir influencé les résultats concernant les relations entre la force musculaire et les capacités de marche. Il s'avère donc pertinent d'évaluer ces relations avec des patrons de marche spécifiques, tel que décrits chez les enfants ayant une PC (Rodda *et al.*, 2004 ; Sutherland et Davids, 1993).

7.3.2 Effet de la force musculaire sur les changements cinématiques de marche

La cinématique des membres inférieurs présente une grande variabilité chez les enfants ayant une PC. Plusieurs patrons de marche ont été identifiés à partir de la cinématique des membres inférieurs, chacun d'eux sous-tendent une biomécanique de la marche particulière (Rodda *et al.*, 2004). Les muscles utilisés et la force musculaire requise pour se propulser vers l'avant et maintenir l'équilibre seront différents en fonction de la cinématique et du patron de marche (Correa *et al.*, 2012 ; Steele *et al.*, 2010, 2012). Après un exercice de marche continue, ces différences au niveau du travail musculaire entraîneront des changements spécifiques au patron de marche.

Les changements au niveau de la cinématique à la fin d'un exercice de 6 minutes de marche ont été liés à la force musculaire dans la présente thèse (Études 2 et 3). Chez les enfants ayant un patron de marche «crouch gait», une faiblesse des extenseurs de hanche était liée à l'augmentation de la flexion du genou mesurée à la 6^e minute (Étude 2). Chez les enfants ayant un patron de marche «jump gait», cette flexion était liée à une faiblesse des extenseurs de genou, c'est-à-dire des quadriceps (Étude 3).

Dans le cas du patron de marche «crouch gait», une faiblesse des extenseurs du genou nuirait à la capacité à maintenir une position debout puisque la position accroupie exige un travail musculaire élevé au niveau de ce groupe musculaire (Steele *et al.*, 2012). Le couple FP/EG est absent, et ne contribue pas à générer une extension du genou durant la phase d'appui (Brunner et Rutz, 2013). Ainsi, la flexion est maintenue tout au long du cycle, et elle est augmentée après une marche continue de 6 minutes (Étude 2). La

détérioration de la cinématique du patron de marche «crouch gait» a été mise en relation avec la faiblesse au niveau des extenseurs de hanche (Étude 2). Dans deux études de simulation, le grand fessier a été identifié comme principal contributeur à la génération de l'extension de la hanche, et indirectement du genou, chez les enfants ayant un patron de marche «crouch gait» (Arnold *et al.*, 2005 ; Steele *et al.*, 2010). Ainsi, les enfants ayant cette démarche et une faiblesse plus importante au niveau des extenseurs de hanche seraient plus sensibles à une augmentation de la flexion des hanches et des genoux après un exercice de marche continue de 6 minutes (Étude 2).

Contrairement au patron de marche «crouch gait», l'extension du genou retrouvée dans le patron de marche «jump gait» durant la phase de simple appui est possible en partie grâce à un couple FP/EG actif (Brunner et Rutz, 2013 ; Sangeux *et al.*, 2015). La mise en place de ce couple permet de générer une extension du genou, sans solliciter le travail des quadriceps. Ainsi, une faiblesse au niveau des extenseurs de genou (Étude 3) n'empêcherait pas la génération d'une extension durant la phase de simple appui, mais aurait une influence sur la flexion maximale du genou lors de l'absorption en début de cycle, avant la mise en place du couple FP/EG. Chez des enfants ayant une PC et principalement de niveau GMFCS I-II, une endurance réduite au niveau des extenseurs du genou a été identifiée comme facteur explicatif des capacités de marche (Eken *et al.*, 2016). En effet, une plus petite distance était parcourue durant le 6MWT lorsque l'endurance des extenseurs du genou, mesurée par des répétitions de contractions isotoniques, était réduite (Eken *et al.*, 2016). Ainsi, une meilleure endurance des extenseurs du genou pourrait favoriser le parcours d'une plus grande distance durant un exercice de marche continue, en particulier chez des enfants ayant un patron de marche «jump gait» pour lesquels la faiblesse de ce groupe musculaire a été liée à la détérioration de la cinématique à la fin de l'exercice (Étude 3). Une meilleure endurance des extenseurs de genou permettrait également l'apparition d'une moins grande fatigue durant les activités de la vie quotidienne (Eken *et al.*, 2016).

7.4 Fatigue et paralysie cérébrale

Des résultats contradictoires apparaissent dans la littérature concernant l'apparition de fatigue chez les enfants ayant une PC ainsi que les muscles atteints par la fatigue. Cette variabilité dans les résultats provient en partie de la variabilité dans les caractéristiques des participants comme discuté dans la section précédente, du type d'exercice fatigant ainsi que de la méthode de mesure de la fatigue musculaire.

7.4.1 Identification de la fatigue musculaire en fonction du patron de marche

Considérant que les patrons de marche «crouch gait» et «jump gait» requièrent un travail musculaire différent (Correa *et al.*, 2012 ; Lin *et al.*, 2000), il était attendu d'observer des différences au niveau des muscles fatigués à la fin de l'exercice de 6 minutes (Études 2-3). L'étude 2 de la présente thèse suggère que les enfants ayant un patron de marche «crouch gait» présenteraient une fatigue au niveau du droit fémoral à la 6^e minute de l'exercice de marche. Ce patron de marche nécessite une force plus importante des extenseurs de genou comparativement à une marche non-pathologique (Steele *et al.*, 2012). La force requise augmente d'ailleurs avec la sévérité de la position accroupie (Steele *et al.*, 2012). Ainsi, durant un exercice de marche continue, les enfants marchant avec ce patron de marche seraient enclins à une fatigue des quadriceps due à l'importante sollicitation de ce groupe musculaire pour résister contre la gravité dans la position fléchie et pour limiter l'augmentation de celle-ci durant la marche (Étude 2). À la suite d'une série de mouvement de squat, une fatigue au niveau des extenseurs du genou a aussi été rapportée chez un groupe d'enfants ayant une PC (Eken *et al.*, 2017). Cette fatigue accompagnait une détérioration dans la performance du mouvement de squat, en particulier chez les enfants ayant un niveau GMFCS II-III (Eken *et al.*, 2017). Bien que le patron de marche «jump gait» exige une génération d'extension similaire à ce mouvement de squat, aucune fatigue n'a été mesurée au niveau des extenseurs de genou dans l'Étude 3 de la présente thèse. La fatigue

musculaire a plutôt été mise en évidence au niveau du moyen fessier après l'exercice de marche (Étude 3). Le muscle moyen fessier est principalement utilisé pour la stabilisation du bassin et pour le support durant la phase de simple appui. Dans la démarche «jump gait», la sollicitation de ce groupe musculaire est augmentée pour le maintien de l'équilibre médio-latéral durant la marche, comparativement à une marche non-pathologique (Correa *et al.*, 2012). Ainsi, durant une marche continue, la sollicitation de ce muscle pour maintenir la stabilité durant la phase de simple appui pourrait mener à l'apparition de fatigue musculaire, et par conséquent à une marche plus instable et un plus grand risque de chute (Étude 3).

La fatigue musculaire évaluée durant un exercice de marche semble donc spécifique à la démarche des enfants. Les études 2 et 3 de la présente thèse suggèrent que d'entraîner l'endurance des extenseurs du genou chez les enfants marchant en «crouch gait» et celle du moyen fessier pour les enfants marchant en «jump gait» pourrait limiter la détérioration de la cinématique après un exercice de marche.

7.4.2 Mesure de la fatigue musculaire durant une tâche fonctionnelle

Plusieurs études ont évalué la fatigue musculaire chez les enfants ayant une PC en utilisant divers exercices : séries de contractions musculaires isométriques (Stackhouse *et al.*, 2005), de contractions musculaires isocinétiques (Eken *et al.*, 2013, 2014 ; Leunkeu *et al.*, 2010 ; Moreau *et al.*, 2009), ou répétition de mouvement de squat (Eken *et al.*, 2017). Si l'objectif est de transposer la fatigue mesurée à celle apparaissant durant les tâches quotidiennes, la tâche fatigante doit se rapprocher des activités fonctionnelles du quotidien (Brunton et Rice, 2012). La fatigue est rapportée comme l'une des principale limitations à la marche chez les adolescents et adultes ayant une PC, en particulier chez ceux ayant des atteintes fonctionnelles plus importantes (Brunton, 2018 ; Brunton et Bartlett, 2017). Cependant, les exercices des études ci-haut ne sont pas spécifiques à la marche. Mise à part la mesure de la fatigue durant des mouvements de squat, ces études n'évaluent pas la fatigue musculaire durant une tâche

fonctionnelle. Un exercice de marche, tel qu'effectué dans la présente thèse, offre la possibilité d'évaluer la fatigue musculaire durant une tâche fonctionnelle (Études 2-3) exigeant la coordination de plusieurs groupes musculaires, le maintien de l'équilibre, et le support contre la gravité (Brunton et Rice, 2012).

Eken *et al.* (2018) ont également évalué l'apparition de fatigue musculaire durant un exercice continu de marche chez des enfants ayant une PC. Cette étude a principalement inclus des enfants de niveau fonctionnel élevé, en plus de combiner des atteintes unilatérales et bilatérales dans le groupe (Eken *et al.*, 2018). Aucun patron de marche spécifique n'a été visé. Cette étude a démontré l'apparition de fatigue au niveau des fléchisseurs plantaires et dorsaux de la cheville, mais aucune fatigue au niveau des muscles de la cuisse (Eken *et al.*, 2018). Dans la présente thèse, aucune fatigue n'a été observée au niveau des muscles de la cheville (Études 2-3), probablement à cause de la variabilité de la cinématique à cette articulation. Les patrons de marche ont été définis à partir de la cinématique du genou, mais n'ont pas tenu compte de la position de la cheville (Sutherland et Davids, 1993).

Les fléchisseurs plantaires jouent un rôle prépondérant dans la marche non-pathologique (Kuo et Donelan, 2010). En effet, leur action excentrique contribue à l'avancement du tibia durant la phase de simple appui (couple FP/EG), et leur action concentrique permet la génération de puissance pour propulser la jambe vers la phase de balancement (Gage *et al.*, 2009). Chez les enfants ayant une PC, cette contribution des fléchisseurs plantaires est influencée par la présence de spasticité, de contracture musculaire et d'un complexe muscle court-tendon long (voir section 1.1.3.1) (Gage *et al.*, 2009 ; Mockford et Caulton, 2010). Ainsi, la biomécanique de la marche s'en retrouve modifiée, et influencera la contribution des différents muscles durant un exercice de marche continue. Des enfants ayant un meilleur niveau fonctionnel ont une cinématique de la cheville se rapprochant de celle des personnes ayant un développement typique (Holmes *et al.*, 2018), ce qui pourrait mener à de la fatigue des

fléchisseurs plantaires durant l'exercice. Des enfants ayant un niveau fonctionnel plus faible et des atteintes importantes au niveau de la marche pourraient compenser avec d'autres muscles qui seront sujets à développer de la fatigue, tel qu'observé dans la présente thèse (Études 2-3). En effet, aucune fatigue musculaire n'a été rapportée au niveau des fléchisseurs plantaires, mais une fatigue a été rapportée au droit fémoral et au moyen fessier. Cette fatigue pourrait être en lien avec une contribution diminuée des fléchisseurs plantaires durant la marche, vu le niveau fonctionnel plus faible (Études 2-3). Eken *et al.* (2018) ont identifié la fatigue au niveau des fléchisseurs plantaires dans un groupe majoritairement composé de participants ayant des atteintes unilatérales. L'absence de fatigue au niveau de ce groupe musculaire chez des participants ayant une atteinte bilatérale dans la présente thèse pourrait être expliquée par les différences fonctionnelles entre les atteintes unilatérales et bilatérales (section 7.2.2), ainsi que par l'évaluation de patrons de marche spécifiques dans la présente thèse comparativement à l'étude de Eken *et al.* (2018).

7.4.3 Mesure de la fatigue musculaire avec l'EMG

L'utilisation de l'EMG pour la mesure de la fatigue musculaire permet d'évaluer les changements physiologiques apparaissant au niveau du muscle (Merletti et Parker, 2004). Ainsi, la fatigue musculaire peut être observée avant l'apparition des changements dans la biomécanique du mouvement considéré (Merletti et Parker, 2004). Chez les enfants ayant un patron de marche «jump gait», une fatigue au niveau du moyen fessier a été observée, mais aucun changement significatif n'a été identifié au niveau de l'obliquité du bassin à la fin de l'exercice (Étude 3). La durée de l'exercice était peut-être insuffisante pour mener à des changements significatifs au niveau du mouvement du bassin.

7.5 Impacts sur les recommandations cliniques

Les résultats présentés dans cette thèse suggèrent que les recommandations cliniques peuvent différer en fonction du patron de marche de l'enfant. En effet, la distance parcourue par un enfant ayant une PC spastique bilatérale semble influencée par la cinématique (Étude 1). Plusieurs études ont combiné les patrons de marche «crouch gait» et «jump gait» pour évaluer la cinématique chez des enfants ayant une flexion excessive des genoux (Church *et al.*, 2018 ; Haumont *et al.*, 2013 ; Rha *et al.*, 2016). Cependant, les résultats de la présente thèse suggèrent que les changements de la cinématique apparaissant à la fin d'un exercice de marche, et les relations avec la faiblesse et la fatigue musculaire varient en fonction des patrons de marche.

7.5.1 Recommandations en fonction des patrons de marche

Ainsi, chez des enfants ayant un patron de marche «crouch gait», la force des extenseurs de hanche et des extenseurs de genou serait à viser lors de la planification des interventions thérapeutiques (Étude 2). Cependant, chez des enfants ayant un patron de marche «jump gait», la force des extenseurs de genou et des abducteurs de hanche serait plutôt à prioriser (Étude 3). Ainsi, par des approches spécifiques, adaptées au patron de marche, il serait possible de limiter la détérioration de la cinématique de la marche durant un exercice de marche continue. Les entraînements visant à améliorer la marche chez les enfants ayant ces patrons de marche pourraient tenir compte des conclusions de ces études.

Les entraînements en résistance ont faiblement amélioré les capacités de marche dans les études chez les enfants et adolescents ayant une PC (Moreau *et al.*, 2016a ; Ryan *et al.*, 2017 ; van Vulpen *et al.*, 2017). Les faibles échantillons et la difficulté à transférer les acquis vers des tâches fonctionnelles pourraient expliquer ces résultats. Les entraînements en puissance incluant des exercices fonctionnels spécifiques à la marche

et exigeant des niveaux de contraction musculaire élevés ont quant à eux permis des améliorations des capacités de marche, en particulier au niveau de la vitesse de marche (Booth *et al.*, 2018 ; Moreau *et al.*, 2016a ; van Vulpen *et al.*, 2017). Au vu de ces résultats, un entraînement fonctionnel incluant des exercices de marche et visant spécifiquement les muscles à entraîner en fonction des patrons de marche «crouch gait» et «jump gait» aurait le potentiel d'améliorer les capacités de marche.

7.5.2 Recommandations pour des atteintes bilatérales

Une attention doit également être portée sur le type d'atteinte, soit unilatérale ou bilatérale. Au vu des différences entre ces deux atteintes expliquées dans la section 7.2.2, les conclusions des différentes études combinant les atteintes unilatérales et bilatérales doivent être interprétées avec précaution. Les études de la présente thèse se sont concentrées que sur des atteintes bilatérales, puisque les limitations fonctionnelles sont plus importantes (Études 1-2-3). Ainsi, les interprétations cliniques ne s'appliquent qu'à des enfants ayant une PC spastique bilatérale.

7.6 Limites des études

Les trois études contenues dans cette thèse comportent des limites dont il faut tenir compte lors de l'interprétation des résultats. Ces limites seront développées dans cette section.

7.6.1 Taille des échantillons

La taille des échantillons des trois études est petite. Dans l'objectif d'offrir des conclusions cliniquement pertinentes et spécifiques, des groupes homogènes ont été créés en termes de type d'atteinte et de patron de marche. En effet, seuls les enfants ayant des atteintes bilatérales ont été inclus (Études 1-2-3), et les patrons de marche «crouch gait» (Étude 2) et «jump gait» (Étude 3) ont été visés. La précision de ces

critères d'inclusion a limité le nombre de participants pouvant être inclus dans les études.

De plus, comme la cinématique et l'EMG étaient enregistrés durant un exercice de marche de 6 minutes dans un contexte clinique (Banque de données), des problèmes techniques survenus durant l'exercice ont mené à l'exclusion de certains participants. Par exemple, l'exercice étant exigeant pour certains enfants, la sueur a entraîné le décollement de certains marqueurs réfléchissants ou de certaines électrodes EMG, nuisant à la qualité des données de cinématique et d'activation musculaire. Ainsi, ces exclusions ont également contribué à limiter la taille de l'échantillon.

7.6.2 Évaluation de la force musculaire maximale isométrique

La force musculaire associée à la cinématique dans cette thèse correspond à la force maximale isométrique mesurée à l'aide d'un dynamomètre portable. Bien que cette méthode soit valide et objective, sa spécificité en lien avec la force générée durant la marche est limitée. Une mesure des capacités de force plus spécifique à la marche pour évaluer la relation entre la force musculaire et la cinématique durant la marche serait pertinente (Cherni *et al.*, 2019). De plus, les positions utilisées pour l'évaluation de la force musculaire avec le dynamomètre portable ne correspondent pas aux positions retrouvées durant la marche. Un système mesurant la force musculaire en position debout permettrait une évaluation plus précise avec des angulations similaires à celles retrouvées durant la marche (Cherni *et al.*, 2019). Bien que l'évaluation de la force dans une position similaire à celle adoptée durant la marche puisse améliorer les relations entre la force musculaire et les capacités de marche (Cherni *et al.*, 2019), l'utilisation d'un dynamomètre portable a été choisie pour sa mise en place rapide dans un contexte clinique et la possibilité d'évaluer plusieurs groupes musculaires rapidement au cours d'une même séance.

7.6.3 Absence de mesure de la force des fléchisseurs plantaires

La force musculaire des fléchisseurs plantaires a été associée à la distance parcourue chez des enfants ayant une PC spastique majoritairement unilatérale et de niveau GMFCS I-II (Ferland *et al.*, 2012 ; Gillett *et al.*, 2018). Cependant, la mesure de la force musculaire isométrique des fléchisseurs plantaires à l'aide d'un dynamomètre portable est peu reproductible, notamment chez les enfants les moins fonctionnels présentant des contractures importantes du triceps sural (Crompton *et al.*, 2007 ; Verschuren *et al.*, 2008). La faible longueur du bras de levier de cette articulation amène une instabilité dans le positionnement du dynamomètre portable sur le pied. La mesure de la force musculaire à cette articulation s'avère donc très variable et peu reproductible (Crompton *et al.*, 2007). De plus, les enfants ayant une PC présentent un contrôle moteur sélectif réduit, en particulier au niveau distal (Gage *et al.*, 2009). Ainsi, cette difficulté à contracter de manière isolée les fléchisseurs plantaires, en plus de la spasticité souvent importante à ces muscles, limitent la réalisation d'une mesure fiable (Verschuren *et al.*, 2008). Finalement, la présence de contractures musculaires et de déformations osseuses amène une difficulté à maintenir la position de la cheville pour la mesure de la force (Crompton *et al.*, 2007). Ainsi, ce groupe musculaire n'a pas été évalué dans le présent travail de doctorat vu les limitations au niveau méthodologique lors de l'utilisation d'un dynamomètre portable.

7.6.4 Absence de données cinétiques

La puissance générée à la cheville est un élément clé de l'efficacité à la marche (Ballaz *et al.*, 2010 ; Kuo et Donelan, 2010 ; Pouliot-Laforte *et al.*, 2014). Cependant, dans le présent travail de doctorat, le parcours établi pour l'exercice de marche ne permettait pas un passage sur les plateformes de force, situées au milieu du laboratoire. Ainsi, aucune donnée cinétique n'a pu être mise en relation avec la distance parcourue durant l'exercice de marche. De plus, l'inclusion de participants ayant un niveau fonctionnel réduit implique l'utilisation d'aide technique complexifiant la mesure de la cinétique.

7.6.5 Absence des mesures cliniques

L'impact de certaines mesures cliniques sur les capacités de marche n'a pas été évalué dans le présent travail de doctorat. En effet, les contractures musculaires et la spasticité peuvent influencer la marche en limitant les amplitudes de mouvement (Rha *et al.*, 2016) et en entraînant la co-activation involontaire des muscles antagonistes (Stackhouse *et al.*, 2005) (voir sections 1.1.2.2 et 1.1.3.1). Maanum *et al.* (2010) ont identifié l'angle poplité comme prédicteur de la distance parcourue durant un exercice de 6 minutes chez des adultes ayant un haut niveau fonctionnel (Maanum *et al.*, 2010). Considérant le niveau fonctionnel plus faible des enfants ayant une PC inclus dans ce travail de doctorat, l'ajout de ces données cliniques aurait le potentiel d'améliorer le modèle de prédiction. Dans l'étude 1, les informations concernant le niveau de spasticité et les amplitudes articulaires passives auraient pu être ajoutées au modèle de régression. En effet, comme la cinématique et le niveau GMFCS expliquent 45% de la variance de la distance parcourue (Étude 1), d'autres facteurs clés restent à identifier pour expliquer cette performance à un exercice de marche. L'ajout de ces paramètres cliniques serait donc intéressant à effectuer dans de futures études. Dans les études 2 et 3, les contractures musculaires et la spasticité pourraient expliquer la flexion excessive des genoux à la première minute (Rha *et al.*, 2016).

7.6.6 Influence des aides techniques

L'inclusion des enfants ayant un niveau fonctionnel plus faible est pertinent d'un point de vue clinique, puisque leurs besoins au niveau de la réadaptation sont importants. Plusieurs de ces enfants utilisent une aide technique lors de leur déplacement. L'impact des aides techniques sur la cinématique et sur l'efficacité à la marche est encore peu connu. Krautwurst *et al.* (2016) ont démontré une plus grande antéversion du tronc et du bassin avec l'utilisation d'une marchette. Ils ont suggéré que cette position permettait d'amener le CM vers l'avant afin de diriger la force de réaction du sol devant le genou et d'ainsi favoriser une meilleure extension du genou (Krautwurst *et al.*,

2016). D'ailleurs, une augmentation de l'extension de la hanche, du genou et de la cheville a également été observée. Le support important au niveau des bras, en particulier chez les enfants moins fonctionnels, peut expliquer ce résultat (Krautwurst *et al.*, 2016). Dans la présente thèse, l'inclusion de ces participants se basait sur leur démarche avec l'utilisation de leur aide technique. Ainsi, l'enfant devait présenter une flexion excessive des genoux au début de l'exercice malgré l'utilisation de son aide technique pour être inclus dans le groupe «crouch gait» ou «jump gait».

Comme l'exercice de marche effectué pour les études de la présente thèse visait à être représentatif des déplacements quotidiens, l'utilisation des aides techniques habituellement utilisées par ces enfants étaient acceptée. Cependant, les enfants étaient encouragés à marcher avec le moins d'aide technique possible. Les participants inclus dans les études de cette thèse n'utilisaient pas d'orthèse. Des participants moins fonctionnels utilisaient des cannes ou une marchette. Il serait intéressant d'évaluer l'impact de ces aides techniques sur les adaptations de la cinématique avec un plus grand échantillon.

7.6.7 Durée de l'exercice de marche

L'exercice de marche était d'une durée de 6 minutes. D'après nos observations, cette durée représentait une difficulté élevée pour certains enfants. Cependant, d'autres enfants auraient pu continuer plusieurs minutes avant de développer de la fatigue. Ainsi, un exercice d'une plus longue durée pourrait être proposé aux enfants plus fonctionnels lors de prochaines études afin d'évaluer la présence de fatigue musculaire chez un plus grand nombre d'enfants.

7.7 Perspectives

Les résultats de la présente thèse laissent place à plusieurs questions de recherche pour de futures études. En particulier, l'effet d'un entraînement visant les muscles

spécifiques aux patrons de marche serait intéressant à évaluer. L'évaluation de l'évolution du patron de marche, tout au long de l'exercice, en incluant les caractéristiques de la cinématique et de la cinétique de la marche permettrait de mieux cerner les compensations musculaires survenant durant un exercice afin de prévenir la détérioration de la cinématique. Puis, évaluer l'impact de la fatigue sur l'équilibre postural dynamique permettrait de mieux comprendre les mécanismes en lien avec les risques de chute chez les enfants ayant une PC. Finalement, quantifier la fatigue centrale et périphérique en lien avec la fatigue rapportée durant un exercice de marche permettrait de mieux comprendre l'origine de la fatigue rapportée comme limitante dans les activités du quotidien. Ces perspectives seront discutées dans cette section.

7.7.1 Effet d'un entraînement visant les muscles spécifiques aux patrons de marche

Les études 2 et 3 de la présente thèse ont mis en relation la faiblesse musculaire avec la détérioration de la cinématique survenant à la fin d'un exercice de marche. Les groupes musculaires identifiés comme ayant une influence sur le maintien de la cinématique de la marche varient cependant en fonction du patron de marche. Ainsi, considérant la variabilité des patrons de marche chez les enfants ayant une PC, il serait intéressant de comparer la force musculaire entre les patrons de marche, puis de mettre en place un entraînement spécifique à chaque patron de marche. Un entraînement fonctionnel incluant des exercices de marche (Booth *et al.*, 2018 ; Moreau *et al.*, 2016a ; van Vulpen *et al.*, 2017), et visant les muscles spécifiques aux patrons de marche (Études 2 et 3) aurait le potentiel d'améliorer les capacités de marche.

7.7.2 Évolution de la fatigue musculaire tout au long d'un exercice de marche en fonction de la cinématique, de la cinétique et de la force musculaire

Les études 2 et 3 de la présente thèse ont mesuré la fatigue musculaire à la 6^e minute de l'exercice de marche. Il serait intéressant d'évaluer la fatigue tout au long de l'exercice, à savoir si elle est présente dès les premières minutes ou seulement à la fin. De plus, les changements au niveau de la cinématique et la fatigue musculaire

apparaissant à la 6^e minute pourraient être mis en relation avec la cinématique, la cinétique et la force musculaire mesurées avant l'exercice. Une telle étude permettrait de repérer la fatigue et les compensations musculaires pouvant intervenir durant un exercice continu de marche. L'évaluation de la cinétique devrait inclure une quantification des forces exercées sur l'aide technique pour les enfants moins fonctionnels.

7.7.3 Fatigue et équilibre postural dynamique

La locomotion implique deux principes : la progression vers l'avant et le contrôle de la stabilité posturale dynamique (voir section 1.1.4). En présence de fatigue, il serait intéressant d'évaluer le déplacement du CM par rapport à la base de sustentation ainsi que la longueur et la largeur de pas afin d'évaluer si l'équilibre postural dynamique est affecté. De plus, suite à une perturbation imposée durant la marche, l'évaluation de la stratégie adoptée pour récupérer la stabilité en présence de fatigue serait pertinente à évaluer. Ceci permettrait de mieux comprendre les mécanismes en lien avec les risques de chute (Chakraborty *et al.*, 2020) en présence de fatigue chez les enfants ayant une PC.

7.7.4 Origine de la fatigue : centrale vs périphérique

La fatigue est l'un des paramètres limitant les activités du quotidiens chez les individus ayant une PC, en particulier ceux ayant des limitations fonctionnelles plus importantes (Brunton, 2018 ; Brunton et Bartlett, 2017). Il serait intéressant d'évaluer si la fatigue rapportée par les individus ayant une PC est associée à la fatigue centrale ou périphérique mesurée après un exercice de marche. L'utilisation de méthodes telles que la stimulation magnétique transcrânienne et la stimulation électrique du nerf périphérique permettraient d'évaluer la contribution de l'origine centrale et périphérique (Enoka *et al.*, 2011 ; Gandevia, 2001).

CONCLUSION

La présente thèse visait à évaluer les changements de la cinématique lors d'un exercice de marche et de mettre en évidence les paramètres associés à la distance parcourue et ces changements cinématiques survenant à la fin de l'exercice chez des enfants ayant une PC spastique bilatérale et un niveau GMFCS I-II-III. Les résultats de ce travail montrent que (1) la distance parcourue est influencée par l'amplitude de mouvement du bassin ainsi que par le niveau GMFCS des enfants ayant une PC bilatérale spastique; (2) les changements cinématiques et la fatigue musculaire observées à la fin d'un exercice de marche sont différents en fonction des patrons de marche «crouch gait» et «jump gait»; (3) la faiblesse musculaire associée aux changements de la cinématique à la fin de l'exercice concerne des muscles spécifiques à chacun de ces deux patrons de marche.

La détérioration de la cinématique du patron de marche «crouch gait» a été associée à une faiblesse des extenseurs de hanche, et une fatigue au niveau des extenseurs du genou a été observée après une marche continue. La détérioration de la cinématique du patron de marche «jump gait» a été associée à une faiblesse des extenseurs de genou, et une fatigue au niveau du moyen fessier a été observée à la fin de l'exercice. Ainsi, les futures interventions thérapeutiques chez des enfants ayant une PC spastique bilatérale et marchant en «crouch gait» et «jump gait» devraient considérer les muscles spécifiques à chacun de ces patrons de marche, tel que mis en évidence dans ce travail de doctorat, pour améliorer la performance à un exercice continu de marche représentatif des déplacements quotidiens.

ANNEXE A

AUTORISATION ÉTHIQUE DE LA BANQUE DE DONNÉES DE MARCHE DU
LABORATOIRE D'ANALYSE DE MARCHE DU CENTRE DE
RÉADAPTATION MARIE ENFANT (LAM-CRME)



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

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

Chercheurs : L. Ballaz (PhD); M. Begon (PhD).

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

Commanditaires : CHU Sainte-Justine

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

1. Description du projet de recherche

1.1. Banque de données

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

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

Ces données seront utilisées dans des recherches qui porteront sur :

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

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

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

Pr Laurent Ballaz et Mickael S. Begon sont les chercheurs du centre de recherche du CHU Sainte-Justine responsables de la banque de données. Les données pourront servir à des projets de recherche du Pr Laurent Ballaz et du Pr Mickael Begon, ainsi que ceux de leurs étudiants ou de d'autres chercheurs qui collaborent avec eux.

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

2. Déroutement du projet de recherche

2.1 Déroutement général de l'étude

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

2.2. Évaluation de la marche

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

Puis, une analyse quantifiée de sa marche sera effectuée. Pour cela des petites boules réfléchissantes (14mm de diamètre) seront placées au niveau des articulations des bras et des jambes de votre enfant. Elles se fixent avec un adhésif

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

2.3. Évaluation de la posture :

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

2.4. Mesure de la force musculaire des membres inférieurs

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

2.5. Informations médicales

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

3. Bénéfices

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

4. Risques et inconvénients

Les évaluations liées à la présente recherche ne présentent aucun risque de douleur ou de blessure. Aucun risque physique, psychologique et social n'est susceptible d'affecter les participants à cette étude. L'inconvénient est lié au temps que nécessitent l'examen et le transport.

5. Compensation

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

6. Confidentialité

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

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

7. Éventualité d'une suspension de l'enfant de l'étude

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

8. Liberté de participation et liberté de retrait de l'étude

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

9. Personnes-ressources

Si vous avez des questions supplémentaires au sujet de la participation de votre enfant à cette étude, vous pouvez contacter M. Laurent Ballaz au 514-374-1710 poste 8604 ou M. Mickael Begon au 514-343-6111 poste 27553.

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

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

10. Responsabilité

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

Consentement et Assentiment

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

 Nom de l'enfant
 (Lettres moulées)

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

 Date

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

oui ___ non ___

 Nom du parent, tuteur légal
 (Lettres moulées)

 Consentement (signature)

 Date

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

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

 Signature

 Date

ANNEXE B

AUTORISATION ÉTHIQUE DE L'EXPLOITATION DES DONNÉES POUR
ÉVALUER LES PRÉDICTEURS DE LA PERFORMANCE À L'EXERCICE DE 6
MINUTES DE MARCHÉ



Le 11 juin 2020

Monsieur Laurent Ballaz
CHU Sainte-Justine

Objet	Autorisation de réaliser la recherche
	2021-2911 Prédicteurs de la fatigue apparaissant après un exercice de marche chez les enfants ayant une paralysie cérébrale Cochercheurs: Audrey Parent

Bonjour,

Il nous fait plaisir de vous autoriser à réaliser la recherche identifiée en titre dans notre établissement et/ou sous ses auspices.

Cette autorisation vous est accordée sur la foi des documents que vous avez déposés auprès de notre établissement afin de compléter l'examen de convenance ainsi que la lettre du CER évaluateur. Si ce CER vous informe pendant le déroulement de cette recherche d'une décision négative portant sur l'acceptabilité éthique de cette recherche, vous devrez considérer que la présente autorisation de réaliser la recherche dans notre établissement est, de ce fait, révoquée à la date que porte l'avis du CER évaluateur.

Notre établissement a reçu une copie de la version finale des documents se rapportant à la recherche, approuvée par le CER évaluateur.

Cette autorisation de réaliser la recherche suppose également que vous vous engagez :

- 1) à vous conformer aux demandes du CER évaluateur, notamment pour le suivi éthique continu de la recherche;
- 2) à rendre compte au CER évaluateur et à la signataire de la présente autorisation du déroulement du projet, des actes de votre équipe de recherche, s'il en est une, ainsi que du respect des règles de l'éthique de la recherche;
- 3) à respecter les moyens relatifs au suivi continu qui ont été fixés par le CER évaluateur;
- 4) à conserver les dossiers de recherche pendant la période fixée par le CER évaluateur, après la fin du projet, afin de permettre leur éventuelle vérification;
- 5) à respecter les modalités arrêtées au regard du mécanisme d'identification des sujets de recherche dans notre établissement, à savoir la tenue à jour et la conservation de la liste à jour des participants de recherche recrutés dans notre établissement. Cette liste devra nous être fournie sur demande.

La présente autorisation peut être suspendue ou révoquée par notre établissement en cas de non-respect des conditions établies. Le CER évaluateur en sera alors informé.

Vous consentez également à ce que notre établissement communique aux autorités compétentes des renseignements personnels qui sont nominatifs au sens de la loi en présence d'un cas avéré de manquement à la conduite responsable en recherche de votre part lors de la réalisation de cette recherche.

Je vous invite à entrer en communication avec moi pendant le déroulement de cette recherche dans notre établissement, si besoin est. Vous pouvez aussi contacter notre CER en vous adressant au Bureau de l'éthique de la recherche (ethique@recherche-ste-justine.qc.ca, poste 4040).

En terminant, je vous demanderais de toujours mentionner dans votre correspondance au sujet de cette recherche le numéro attribué à votre demande par notre établissement ainsi que le numéro attribué au projet de recherche par le CER évaluateur.

Veillez accepter mes sincères salutations.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Marc Girard', written in a cursive style.

Marc Girard, M.D.

Directeur des services professionnels (DAMU)

Personne formellement mandatée au CHU Sainte-Justine pour autoriser la réalisation des projets de recherche

ANNEXE C

AUTORISATION ÉTHIQUE DE L'EXPLOITATION DES DONNÉES POUR
ÉVALUER LES CHANGEMENTS AU NIVEAU DU PATRON DE MARCHE ET
LA FATIGUE MUSCULAIRE



Le 8 août 2016

LAURENT BALLAZ
CHU Sainte-Justine

Objet	Approbation éthique initiale - CER
	2016-1247 Impact d'un exercice de marche sur la démarche des enfants avec la paralysie cérébrale Co-chercheurs : Annie Pouliot-Laforte, Audrey Parent

Bonjour,

Le Comité d'éthique de la recherche du CHU Sainte-Justine, à sa réunion plénière tenue le 5 mai 2016, a évalué le projet mentionné en rubrique. Suite à vos réponses satisfaisantes, le Comité accorde son approbation éthique en date du 5 août 2016. Le document suivant a été approuvé :

- Protocole de recherche non daté

Tous les projets de recherche impliquant des sujets humains doivent être réévalués annuellement. La durée de votre approbation sera effective jusqu'au 5 août 2017. Il est de votre responsabilité de soumettre une demande au comité pour que l'approbation éthique soit renouvelée avant la date d'expiration. Il est également de votre responsabilité d'aviser le comité dans les plus brefs délais de toute modification au projet et/ou de tout événement grave et inattendu susceptible d'augmenter le niveau de risque ou d'influer sur le bien-être du participant.

Considérez que pour une collaboration avec un tiers impliquant des transferts de fonds ou de données/matériel biologique, une entente (contrat) est nécessaire. Celle-ci doit être gérée par le Bureau des ententes de recherche.

À noter que :

- Le Comité d'éthique de la recherche du CHU Sainte-Justine (numéro PW00021692) est désigné par le gouvernement du Québec (MSSS).
- La composition de ce comité d'éthique pour la recherche satisfait aux exigences pertinentes prévues dans le titre 5 de la partie C du Règlement sur les aliments et drogues.
- Le comité d'éthique de la recherche exerce ses activités d'une manière conforme aux Bonnes pratiques cliniques, à l'Énoncé de politique des trois conseils : Éthique de la recherche avec des êtres humains, au Plan d'action ministériel en éthique de la recherche et en intégrité scientifique, aux lois et règlements applicables au Québec et au Canada, ainsi qu'aux standards américains énoncés par le Code of Federal Regulations.

En vous souhaitant du succès dans la réalisation de votre projet,

Me Geneviève Cardinal
Présidente
Comité d'éthique de la recherche

ANNEXE D

CONTRIBUTIONS SCIENTIFIQUES

Tableau sommaire des publications et présentations orale/affiche durant le doctorat

Tel que détaillé ci-bas, j'ai 8 publications publiées ou acceptées (4 à titre de 1ere auteure), 8 publications d'articles de conférence et 3 articles soumis (1, 1ere auteure) pour la durée de mon doctorat.

En ce qui concerne les présentations scientifiques orales, j'ai 7 présentations orales et 3 présentations par affiche à titre de première auteure (et présentatrice) au niveau local, provincial et international.

1. Publications	
Articles à titre de 1ere auteure dans une revue avec comité de pairs (publiés, acceptés, ou sous presse)	4
Autres articles revus par des pairs et publiés	4
Autres articles acceptés pour publication ou sous presse	0
Autres articles soumis à un comité de lecture	3
Autres documents (Article de conférence revus et publiés)	8
Nombre total de publications	19
2. Conférences et présentations scientifiques orales	
Au sein de l'établissement d'accueil	1 (0, 1ere auteure)
Envergure provinciale ou régionale	6 (2, 1ere auteure)
Envergure nationale	1 (0, 1ere auteure)
Envergure internationale	15 (5, 1ere auteure)
Nombre total de conférences et de présentations orales	23 (7, 1ere auteure)
3. Présentations scientifiques par affiche	
Au sein de l'établissement d'accueil	2 (1, 1ere auteure)
Envergure provinciale ou régionale	8 (1, 1ere auteure)
Envergure internationale	8 (1, 1ere auteure)
Nombre total de présentations par affiche	18 (3, 1ere auteure)

Publications [n=17]**Articles à titre de 1ere auteure dans une revue avec comités de pairs
(publiés, acceptés, ou sous presse) [n=4]****2021**

1. **Parent, A.**, Dal Maso, F., Pouliot-Laforte, A., Cherni, Y., Marois, P., & Ballaz, L. Short walking exercise leads to gait changes and muscle fatigue in children with cerebral palsy who walk in jump gait. *Am J Phys Med Rehabil.* 2021 Feb 10.

2019

2. **Parent A**, Marois P, Letellier G, Raison M, Mercier C, Ballaz L. Experienced-based decision-tree process for selective dorsal rhizotomy based on clinical assessment in children with cerebral palsy (Letter to Editor). *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine.* 2019 Jul; pii:S1877-0657 (19) 30101-0.
3. **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Dal Maso F, Cherni Y, Marois P, Ballaz L. Muscle fatigue during a short walking exercise in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *Gait & Posture.* 2019 Jul; 72:22-27.

2016

4. **Parent A**, Raison M, Pouliot-Laforte A, Marois P, Maltais D.B, Ballaz L. Impact of a short walking exercise on gait kinematics in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *Clinical Biomechanics.* 2016 May; 34: 18-21.

Autres articles revus par des pairs et publiés [n=4]**2021**

5. Varesco, G, Royer, N, Singh, B, **Parent, A**, Féasson L, Lapole,T, Millet GY, Rozand, V. Reliability of a dynamic quadriceps incremental test for the assessment of neuromuscular fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 2021 Feb; 56:102503.

2020

6. Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Hamdy R, Marois P, Lemay M, Ballaz L. Relationship between lower limbs strength and walking capacities in children with bilateral cerebral palsy. *Disabil Rehabil.* 2020 Sep 9:1-7.

2018

7. Cherni Y, Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Marois P, Begon M, Ballaz L. Lower Limb Extension is Improved in Fast Walking Condition in Children who Walk in Crouch Gait, *Disability and Rehabilitation Journal.* 2018 Sep 28:1-6.

2016

8. Samadi B, Achiche, S., **Parent, A**, Ballaz, L., Chouinard, U., Raison, M. Custom sizing of lower limb exoskeleton actuators using gait dynamic modelling of children with cerebral palsy, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* 2016 Nov; 19(14):1519-1524.

Autres articles soumis à un comité de lecture [n=3]**2020**

9. **Parent, A.**, Dal Maso, F., Pouliot-Laforte, A., Cherni, Y., Marois, P., & Ballaz, L. Pelvic motion and GMFCS level contribute to the distance travelled during a walking exercise in children with bilateral spastic cerebral palsy. (*Soumis en août 2020*).
10. Temesi J, Besson T, **Parent A**, Singh B, Martin V, Brownstein CG, Espeit L, Royer N, Rimaud D, Lapole T, Féasson L, Millet GY. Effect of race distance on performance fatigability in male trail and ultra-trail runners. (*Révisions mineures avril 2021, Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*)
11. Besson T, **Parent A**, Brownstein CG, Espeit L, Lapole T, Martin V, Royer N, Rimoux D, Sabater Pastor, F, Singh B, Varesco G, Rossi J, Temesi J, Millet GY. Sex differences in neuromuscular fatigue and changes in cost of running after mountain trail races of various distances. (*Révisions mineures mars 2021, Medicine & Science in Sports & Exercise*)

Article de conférences revus et publiés [n=8]**2018**

1. Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Lemay M, Ballaz L. (2018) Kinematic and strength determinants of step length and step frequency in children and adolescents with cerebral palsy. *Gait Posture* 65 (50).
2. **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Dal Maso F, Marois P, Ballaz L. (2018) Muscle fatigue during a short walking exercise in children with cerebral palsy who walk in a jump gait. *Gait Posture* 65 (303-304).

2017

3. Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Lemay M, Ballaz L. (2017) Non-linear relationship between lower limbs muscle strength and walking efficiency in children with cerebral palsy. *Gait Posture* 57 (36-37).
4. **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Dal Maso F, Cherni Y, Marois P, Ballaz L. (2017) Muscle fatigue occurs during a short walking exercise in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *Gait Posture* 57.

2016

5. Laberge-Malo M, Rodrigue X, Goyette C, Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Ballaz L. (2016) Prosthesis alignment and knee valgus in individuals with fibula hemimelia: study case. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 59 (e13).
6. Laberge-Malo M, Hamdy R, **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Ballaz L. (2016) Articulated vs. fixed carbon fiber prosthesis in individual with partial foot amputation. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 59 (e30).
7. Veilleux L-N, Dahan-Oliel N, Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Alotaibi M, Ballaz L, Hamdy R. (2016) The effect of a knee-height asymmetry on gait patterns and physical parameters in two patients with a corrected leg-length discrepancy. *Gait Posture*. 48.
8. Dussault-Picard C, Houle E, **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Chérière C, Lemay M, Ballaz L. (2016) Locomotion Efficiency While Riding an Adapted Tricycle Compared to Walking in Children with Cerebral Palsy: Preliminary Results. *Gait Posture*. 2 (49): p.231

Conférences et présentations scientifiques orales [n=23]

Au sein de l'établissement d'accueil [n=1]

2017

1. Cherni Y, Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Begon M, Ballaz L. Effets de la marche rapide sur la cinématique des enfants atteints de paralysie cérébrale marchant en triple flexion. *Journée de la recherche du département de Kinésiologie (UdeM)*. Montréal, Canada. 6 mars 2017.

Envergure provinciale ou régionale [n=6]

2018

1. Martel M, **Parent A**, Émond M, Leduc J, Archambault L, Larouche M, *Ballaz L*. Effet des orthèses plantaires à surface de contact maximale sur la biomécanique de la marche et le contrôle postural chez les jeunes atteints de polyneuropathie sensitivomotrice. *Colloque des maladies neuromusculaires*. Québec, Canada. 2-4 mai 2018 (Accepté, 60min)
2. Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Lemay M, Ballaz L. Déterminants cinématiques de la vitesse de marche chez des enfants et adolescents avec une paralysie cérébrale. *20e Colloque de recherche en réadaptation - McGill*. Montréal 18-mai 2018.

2017

3. Dussault-Picard C, Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Houle E, Lemay M, Ballaz L. Comparaison de la dépense énergétique en tricycle et à la marche chez des enfants avec une paralysie cérébrale. *2e journée scientifique et clinique en réadaptation pédiatrique de l'URCA*. Montréal, Canada. 28 avril 2017
4. **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Marois P, *Ballaz L*. Évolution de la marche en triple flexion chez les enfants avec la paralysie cérébrale durant un exercice de marche. *2e journée scientifique et clinique en réadaptation pédiatrique de l'URCA*. 28 avril 2017
5. Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Cherni Y, Lemay M, Ballaz L. Force musculaire: Un élément clé dans la fonction locomotrice chez l'enfant avec une paralysie cérébrale. *2e journée scientifique et clinique en réadaptation pédiatrique de l'URCA*. Montréal, Canada. 28 avril 2017

2016

6. **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Raison M, Marois P, Ballaz L. Effet d'un court exercice de marche sur la cinématique de démarche en triple flexion chez les enfants avec la paralysie cérébrale. *Congrès annuel de l'ACFAS*. Montréal, Canada. 9-13 mai 2016

Envergure nationale [n=1]**2018**

1. Martel M, **Parent A**, Émond M, Leduc J, Archambault L, Larouche M, Ballaz L. Effet des orthèses plantaires à surface de contact maximale sur la biomécanique de la marche et le contrôle postural chez les jeunes atteints de polyneuropathie sensitivomotrice. *Congrès de l'Association canadienne de physiothérapie*. Montréal, Canada. 1-3 novembre 2018 (Accepté)

Envergure internationale [n=15]**2020**

1. Besson T, **Parent A**, Brownstein C, Espeit L, Lapole T, Martin V, Royer N, Singh B, Temesi J, Rossi J, Millet GY. Impact of running an ultramarathon on neuromuscular fatigue : effects of sex and distance. *European College of Sport Science (ECSS) 25th anniversary congress*. Virtuel. 28-30 oct. 2020

2019

2. (**Conférencier invité**) Millet GY, **Parent A**. L'activité physique pour la santé : quels mécanismes d'action, quels types d'activités? *Journées d'étude annuelles du CDI avec l'Institut Motricité Cérébrale*. Lyon. 2-3 Dec. 2019.
3. Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Samadi B, Ballaz L. Static postural control deficits in adults with Myotonic dystonia type 1. *Annual Meeting of the European Society for Movement Analysis in Adults and Children*. Amsterdam, Pays-Bas. 26-28 Sept. 2019
4. Dussault-Picard, Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Ballaz L. Is adapted cycling training achievable in children with cerebral palsy with poor motor function? *31st European Academy of Childhood Disability (EACD) Conference*. Paris, France. 23-25 Mai 2019

5. Sinclair B, **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Cherni Y, Ballaz L. Intra- and inter-assessor reliability of gait kinematic measurements using conventional gait model: A single rehab center-based study. *Gait & Clinical Movement Analysis Society (GCMAS) Annual Conference*. Frisco, TX, USA. 26-29 mars 2019.

2018

6. Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Lemay M, *Ballaz L*, Kinematic and Strength Determinants of Step Length and Step Frequency in Children and Adolescents with Cerebral Palsy. *28th ESMAC Meeting Prague*, République tchèque. 27-29 sept 2018.
(Résumé publié: *Gait and Posture*. 2018; Suppl 1(64) :50-51)

2017

7. **Parent A**, Pouliot-Laforte A, *Dal Maso F*, Cherni Y, Marois P, *Ballaz L*. Muscle fatigue occurs during a short walking exercise in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *Tunis Shriners Seminars Series*. Montréal, Canada. 18 sept 2017.
8. Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Hamdy R, Lemay M, Ballaz L. Non-linear relationship between lower limbs muscle strength and walking efficiency in children with cerebral palsy. *Tunis Shriners Seminars Series*. Montréal, Canada. 18 sept 2017.
9. **Parent A**, Pouliot-Laforte A, *Dal Maso F*, Cherni Y, Marois P, *Ballaz L*. Muscle fatigue occurs during a short walking exercise in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *27th ESMAC Meeting 2017*. Trondheim, Norvège. 7 - 9 sept 2017.
(Résumé publié: *Gait and Posture*. 2017 Sept; Suppl 1 57:32-33)
10. Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Lemay M, Ballaz L. Non-linear relationship between lower limbs muscle strength and walking efficiency in children with cerebral palsy. *27th ESMAC Meeting 2017*. 7 - 9 sept 2017. Trondheim, Norvège.
(Résumé publié: *Gait and Posture*. 2017 Sept; Suppl 1 (57):36-37)
11. **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Marois P, *Ballaz L*. Crouch gait modification during a short walking exercise. *Gait and Clinical Movement Analysis Society (GCMAS), Annual Conference*. Salt Lake City. 23-26 mai 2017

2016

12. Laberge-Malo M, Rodrigue X, Goyette C, Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Marcoux I, Ballaz L. Les effets de l'alignement d'une prothèse sur les moments de force du plan frontal à la marche chez un patient avec une hypoplasie péronière (Prosthesis alignment and knee valgus in individual with fibula hemimelia: Study case.). *31ème congrès de la Société Française de Médecine Physique et Réadaptation (SOFMER)*. Saint-Étienne, France. 13-15 oct 2016.
(Résumé publié: *Ann Phys Rehabil Med*. 2016 Sept; Suppl 59 :e13).
13. Cherni Y, Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Begon M, Ballaz L. Fast walking in children who walk in a crouch gait: a kinematic analysis. *25th ESMAC Meeting 2016*. Séville, Espagne. 28-1er Oct 2016.
(Résumé publié: *Gait and Posture*. 2016 Sept; Suppl 2 (49): p79)
14. **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Raison M, Marois P, Ballaz L. Does kinematic adaptations induced by a short walking exercise modify muscle synergy in children who walk with a crouch gait? *25th ESMAC Meeting 2016*. Séville, Espagne. 28-1er Oct 2016.
(Résumé publié: *Gait and Posture*. 2016 Sept; Suppl 2 (49): p78)
15. **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Raison M, Marois P, Ballaz L. Gait kinematics changes after a continuous walking exercise in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *Gait and Clinical Movement Analysis Society (GCMAS), Annual Conference*. Memphis, États-Unis. 17-20 mai 2016

Présentations scientifiques par affiche [n=18]**Au sein de l'établissement d'accueil [n=2]****2016**

1. **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Raison M, Marois P, Ballaz L. Impact d'un court exercice de marche sur la cinématique et la co-activation musculaire chez les enfants avec la paralysie cérébrale marchant en triple flexion. *Congrès de la recherche des étudiants des cycles supérieurs et des postdoctorants en recherche au CHUSJ*. Montréal, Canada. 26 mai 2016
2. Dussault-Picard C, Houle E, **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Cherrière C, Lemay M, Ballaz L. Comparaison de la dépense énergétique en tricycle et à la marche chez des enfants avec une paralysie cérébrale. *6e journée scientifique du GRAPA*. Montréal, Canada. 14 juin 2016

Envergure provinciale ou régionale [n=8]

2018

1. Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Lemay M, Ballaz L. Non-linear relationship between lower limbs muscle strength and walking efficiency in children with cerebral palsy. *Scientific Day and Annual Meetings REPAR-INTER*. 2018

2017

2. Cherni Y, Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Begon M, Ballaz L. Lower limb extension is improved in fast walking condition in children who walk in a crouch gait. *2e Congrès québécois de recherche en adaptation-réadaptation*. Montréal, Canada. 18-19 mai 2017.
3. Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Cherni Y, Lemay M, Ballaz L. La force maximale est déterminante pour augmenter la vitesse de marche chez l'enfant avec une paralysie cérébrale. *2e Congrès québécois de recherche en adaptation-réadaptation*. Montréal, Canada. 18-19 mai 2017
4. Cherni Y, Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Begon M, Ballaz L. Fast walking condition increases gait range of motion in children with cerebral palsy who walk in crouch gait. *2e journée scientifique et clinique en réadaptation pédiatrique de l'URCA*. Montréal, Canada. 28 avril 2017.

2016

5. Cherni Y, Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Begon M, Ballaz L. Fast walking condition increases gait range of motion in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *3rd Annual Research Symposium PATH*. Montréal, Canada. 4 novembre 2016
6. Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Cherni Y, Marois P, Lemay M, Ballaz L. Does kinematics at different phases of the gait cycle explain gait efficiency in children with cerebral palsy? *3rd Annual Research Symposium PATH*. Montréal, Canada. 4 novembre 2016.
7. **Parent A**, Pouliot-Laforte A, *Raison M, Marois P, Ballaz L*. A more severe crouch gait after a continuous walking exercise is not related with muscle co-activation in children with cerebral palsy. *3rd Annual Research Symposium PATH*. Montréal, Canada. 4 novembre 2016.
8. Dussault-Picard C, Houle E, **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Chérière C, Lemay M, Ballaz L. Comparaison de la dépense énergétique en tricycle et à la marche chez des enfants avec une paralysie cérébrale. *Journée scientifique du REPAR*. Montréal, Canada. 17 mai 2016

Envergure internationale [n=8]**2020**

1. Pouliot-Laforte A., **Parent A**, Cherni Y, Sinclair B, Ballaz L. Reliability intra-and inter-assessor of the conventional gait model: a single center-based study. *ESMAC Meeting 2020* (Accepté).
2. Royer N, Varesco G, Singh B, Parent A, Féasson L, Lapole T, Millet GY, Rozand V. Dynamic quadriceps intermittent function test: a reliability study. *European College of Sport Science (ECSS) 25th anniversary congress*. Virtuel. 28-30 oct. 2020

2018

3. **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Dal Maso F, Marois P, Ballaz L. Muscle fatigue during a short walking exercise in children with cerebral palsy who walk with a jump gait. *ESMAC Meeting Prague, République tchèque*. 27-29 sept 2018.

2017

4. Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Cherni Y, Lemay M, Ballaz L. Muscle strength: A Key Factor in walking function in children with Cerebral Palsy. *Gait and Clinical Movement Analysis Society (GCMAS), Annual Conference*. Salt Lake City, États-Unis. 23-26 mai 2017.

2016

5. Laberge-Malo M, Hamdy R, Ballaz L, **Parent A**, Pouliot-Laforte A. Évaluation de la marche avec orthèse articulée et orthèse en fibre de carbone à la suite d'une amputation partielle du pied: étude de cas. (Articulated vs. fixed carbon-fiber prosthesis in individual with partial foot amputation: Study case.). *31^{ème} congrès de la Société Française de Médecine Physique et Réadaptation (SOFMER)*. Saint-Étienne, France. 13 oct-15 oct 2016. **(Résumé publié : Ann Phys Rehabil Med. 2016 Sept; Suppl 59 :e30).**
6. Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Cherni Y, Marois P, Ballaz L. Relationship between gait efficiency and kinematics at different moments of gait cycle. *25th ESMAC Meeting 2016*. Séville, Espagne. 28-1er Oct 2016. **(Résumé publié: Gait and Posture. 2016 Sept; Suppl 2 (49): p253)**
7. Dussault-Picard C, Houle E, **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Chérière C, Lemay M, Ballaz L. Locomotion efficiency while riding an adapted tricycle compared to walking in children with cerebral palsy: preliminary results. *25th ESMAC Meeting 2016*. Séville, Espagne. 28-1er Oct 2016. **(Résumé publié: Gait and Posture. 2016 Sept; Suppl 2 (49): p231)**

8. Veilleux LN, Dahan-Oliel N, Pouliot-Laforte A, **Parent A**, Alotaibi M, Ballaz L, Hamdy R. The effect of a knee-height asymmetry on gait patterns and physical parameters in two patients with a corrected leg-length discrepancy. *25th ESMAC Meeting 2016*. Séville, Espagne. 28-1er Oct 2016.
(Résumé publié: *Gait and Posture*.2016 Sept; Suppl 2 (49): p248)
9. Cherni Y, **Parent A**, Pouliot-Laforte A, Begon M, Ballaz L. The effect of walking speed on gait of bilateral spastic cerebral palsy. *Gait and Clinical Movement Analysis Society (GCMAS), Annual Conference*. Memphis, États-Unis. 17-20 mai 2016

RÉFÉRENCES

- Abel, M. F. et Damiano, D. L. (1996). Strategies for increasing walking speed in diplegic cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 16(6), 753-758. doi: 10.1097/00004694-199611000-00010
- Afschrift, M., Pitto, L., Aerts, W., van Deursen, R., Jonkers, I. et De Groot, F. (2018). Modulation of gluteus medius activity reflects the potential of the muscle to meet the mechanical demands during perturbed walking. *Scientific Reports*, 8(1), 11675. doi: 10.1038/s41598-018-30139-9
- Allison, G. T. et Fujiwara, T. (2002). The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle capacity. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(6), 464-469.
- Ament, W. et Verkerke, G. J. (2009). Exercise and fatigue. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 39(5), 389-422. doi: 10.2165/00007256-200939050-00005
- Arnold, A. S., Anderson, F. C., Pandy, M. G. et Delp, S. L. (2005). Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait. *Journal of Biomechanics*, 38(11), 2181-2189. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.09.036
- Arnold, A. S., Liu, M. Q., Schwartz, M. H., Ounpuu, S., Dias, L. S. et Delp, S. L. (2006). Do the hamstrings operate at increased muscle-tendon lengths and velocities after surgical lengthening? *Journal of Biomechanics*, 39(8), 1498-1506. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.03.026
- Ayalon, M., Ben-Sira, D., Hutzler, Y. et Gilad, T. (2000). Reliability of isokinetic strength measurements of the knee in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 42(6), 398-402. doi: 10.1111/j.1469-8749.2000.tb00118.x
- Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3(4). doi: 10.1186/1743-0003-3-4
- Baker, R., Finney, L. et Orr, J. (1999). A new approach to determine the hip rotation profile from clinical gait analysis data. *Human Movement Science*, 18(5), 655-667. doi: 10.1016/S0167-9457(99)00027-5
- Baker, R. W. (2013). *Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis*. Wiley. Récupéré de <https://books.google.ca/books?id=zhk4mAEACAAJ>
- Ballaz, L., Plamondon, S. et Lemay, M. (2010). Ankle range of motion is key to gait efficiency in adolescents with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 25(9), 944-948. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.06.011

- Bar-On, L., Molenaers, G., Aertbeliën, E., Van Campenhout, A., Feys, H., Nuttin, B. et Desloovere, K. (2015). Spasticity and Its Contribution to Hypertonia in Cerebral Palsy. *BioMed Research International*, 2015. doi: 10.1155/2015/317047
- Bear, M. F., Connors, B. W. et Paradiso, M. A. (2010). *Neurosciences; à la découverte du cerveau* (3e éd.). France : Éditions Pradel.
- Beck, T. W., Stock, M. S. et Defreitas, J. M. (2014). Shifts in EMG spectral power during fatiguing dynamic contractions. *Muscle & Nerve*, 50(1), 95-102. doi: 10.1002/mus.24098
- Beckung, E. et Hagberg, G. (2002). Neuroimpairments, activity limitations, and participation restrictions in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44(5), 309-316. doi: 10.1017/s0012162201002134
- Begon, M. et Lacouture, P. (2005a). Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif. *Movement & Sport Sciences*, 54(1), 11-33.
- Begon, M. et Lacouture, P. (2005b). Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif.: Partie 2 : estimation des centres articulaires et détermination de la cinématique du squelette. *Science & Motricité*, (55), 35-60. doi: 10.3917/sm.055.0035
- Bennett, B. C., Abel, M. F., Wolovick, A., Franklin, T., Allaire, P. E. et Kerrigan, D. C. (2005). Center of Mass Movement and Energy Transfer During Walking in Children With Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(11), 2189-2194. doi: 10.1016/j.apmr.2005.05.012
- Bonnefoy, A., Pradon, D. et Chèze, L. (2005). Les systèmes d'analyse du mouvement: Techniques et principes, protocoles, sources d'erreurs et solutions. *ITBM-RBM News*, 26(6), 24-32. doi: 10.1016/S1297-9570(05)80046-9
- Booth, A. T. C., Buizer, A. I., Meyns, P., Lansink, I. L. B. O., Steenbrink, F. et Krogt, M. M. van der. (2018). The efficacy of functional gait training in children and young adults with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 60(9), 866-883. doi: 10.1111/dmcn.13708
- Bouisset, S. et Maton, B. (1996). *Muscles, posture et mouvement: base et applications de la méthode électromyographique*. (s. l.) : Hermann.
- Boyas, S. et Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 54(2), 88-108. doi: 10.1016/j.rehab.2011.01.001
- Brand, R. A. et Crowninshield, R. D. (1981). Comment on criteria for patient evaluation tools. *Journal of Biomechanics*, 14(9), 655.
- Bruijn, S. M. et van Dieën, J. H. (2018). Control of human gait stability through foot placement. *Journal of the Royal Society Interface*, 15(143). doi: 10.1098/rsif.2017.0816
- Brunner, R. et Rutz, E. (2013). Biomechanics and muscle function during gait. *Journal of Children's Orthopaedics*, 7(5), 367-371. doi: 10.1007/s11832-013-0508-5

- Brunton, L. K. (2018). Descriptive Report of the Impact of Fatigue and Current Management Strategies in Cerebral Palsy. *Pediatric Physical Therapy*, 30(2), 135. doi: 10.1097/PEP.0000000000000490
- Brunton, L. K. et Bartlett, D. J. (2017). Profiles of fatigue severity and variability among adolescents and young adults with cerebral palsy. *Fatigue: Biomedicine, Health & Behavior*, 5(1), 5-14. doi: 10.1080/21641846.2017.1264950
- Brunton, L. K. et Rice, C. L. (2012). Fatigue in cerebral palsy: a critical review. *Developmental Neurorehabilitation*, 15(1), 54-62. doi: 10.3109/17518423.2011.629633
- Burns, F., Stewart, R., Reddihough, D., Scheinberg, A., Ooi, K. et Graham, H. K. (2014). The cerebral palsy transition clinic: administrative chore, clinical responsibility, or opportunity for audit and clinical research? *Journal of Children's Orthopaedics*, 8(3), 203-213. doi: 10.1007/s11832-014-0569-0
- Cans, C. (2005). Épidémiologie de la paralysie cérébrale (« cerebral palsy » ou cp). *Motricité Cérébrale : Réadaptation, Neurologie du Développement*, 26(2), 51-58. doi: 10.1016/S0245-5919(05)81666-8
- Carroll, T. J., Taylor, J. L. et Gandevia, S. C. (2017). Recovery of central and peripheral neuromuscular fatigue after exercise. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 122(5), 1068-1076. doi: 10.1152/jappphysiol.00775.2016
- Chakraborty, S., Nandy, A. et Kesar, T. M. (2020). Gait deficits and dynamic stability in children and adolescents with cerebral palsy: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Biomechanics*, 71, 11-23. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.09.005
- Cherni, Y., Girardin-Vignola, G., Ballaz, L. et Begon, M. (2019). Reliability of maximum isometric hip and knee torque measurements in children with cerebral palsy using a paediatric exoskeleton - Lokomat. *Neurophysiologie Clinique = Clinical Neurophysiology*, 49(4), 335-342. doi: 10.1016/j.neucli.2018.12.001
- Church, C., Ge, J., Hager, S., Haumont, T., Lennon, N., Niiler, T., ... Miller, F. (2018). Flexed-knee gait in children with cerebral palsy. *The Bone & Joint Journal*, 100-B(4), 549-556. doi: 10.1302/0301-620X.100B4.BJJ-2017-0732.R1
- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S. et Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(4), 327-340. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010
- Clarys, J. P. et Marfell-Jones, M. J. (1986). Anatomical segmentation in humans and the prediction of segmental masses from intra-segmental anthropometry. *Human Biology*, 58(5), 771-782.
- Colver, A., Fairhurst, C. et Pharoah, P. O. D. (2014). Cerebral palsy. *Lancet (London, England)*, 383(9924), 1240-1249. doi: 10.1016/S0140-6736(13)61835-8
- Correa, T. A., Schache, A. G., Graham, H. K., Baker, R., Thomason, P. et Pandey, M. G. (2012). Potential of lower-limb muscles to accelerate the body during cerebral palsy gait. *Gait & Posture*, 36(2), 194-200. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.02.014

- Crompton, J., Galea, M. P. et Phillips, B. (2007). Hand-held dynamometry for muscle strength measurement in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 49(2), 106-111. doi: 10.1111/j.1469-8749.2007.00106.x
- Dallmeijer, A. J., Rameckers, E. A., Houdijk, H., Groot, S. de, Scholtes, V. A. et Becher, J. G. (2017). Isometric muscle strength and mobility capacity in children with cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*, 39(2), 135-142. doi: 10.3109/09638288.2015.1095950
- Davids, J. R., Cung, N. Q., Chen, S., Sison-Williamson, M. et Bagley, A. M. (2019). Control of Walking Speed in Children With Cerebral Palsy: *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 39(8), 429-435. doi: 10.1097/BPO.0000000000000978
- Davis, R. B., Öunpuu, S., Tyburski, D. et Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575-587. doi: 10.1016/0167-9457(91)90046-Z
- De Luca, C. J. (1979). Physiology and mathematics of myoelectric signals. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 26(6), 313-325. doi: 10.1109/tbme.1979.326534
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163. doi: 10.1123/jab.13.2.135
- De Luca, C. J., Kuznetsov, M., Gilmore, L. D. et Roy, S. H. (2012). Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: Reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions. *Journal of Biomechanics*, 45(3), 555-561. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.11.010
- de Leva, P. (1996). Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandler's data. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1231-1233.
- Delp, S. L., Arnold, A. S., Speers, R. A. et Moore, C. A. (1996). Hamstrings and psoas lengths during normal and crouch gait: implications for muscle-tendon surgery. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 14(1), 144-151. doi: 10.1002/jor.1100140123
- de Morais Filho, M. C., Kawamura, C. M., Andrade, P. H., Dos Santos, M. B., Pickel, M. R. et Neto, R. B. (2009). Factors associated with pelvic asymmetry in transverse plane during gait in patients with cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopedics. Part B*, 18(6), 320-324. doi: 10.1097/BPB.0b013e32832e9599
- Dietz, V. et Sinkjaer, T. (2007). Spastic movement disorder: impaired reflex function and altered muscle mechanics. *The Lancet Neurology*, 6(8), 725-733. doi: 10.1016/S1474-4422(07)70193-X
- Dumas, R., Aissaoui, R., Mitton, D., Skalli, W. et Guise, J. A. de. (2005). Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(10), 1756-1763. doi: 10.1109/TBME.2005.855711
- Eek, M. N. et Beckung, E. (2008). Walking ability is related to muscle strength in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 28(3), 366-371.

- Eek, M. N., Kroksmark, A.-K. et Beckung, E. (2006). Isometric Muscle Torque in Children 5 to 15 Years of Age: Normative Data. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(8), 1091-1099.
- Eek, M. N., Tranberg, R. et Beckung, E. (2011). Muscle strength and kinetic gait pattern in children with bilateral spastic CP. *Gait & Posture*, 33(3), 333-337. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.10.093
- Eken, M. M., BrAEndvik, S. M., Bardal, E. M., Houdijk, H., Dallmeijer, A. J. et Roeleveld, K. (2018). Lower limb muscle fatigue during walking in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*. doi: 10.1111/dmcn.14002
- Eken, M. M., Dallmeijer, A. J., Doorenbosch, C. A., Dekkers, H., Becher, J. G. et Houdijk, H. (2014). Assessment of muscle endurance of the knee extensor muscles in adolescents with spastic cerebral palsy using a submaximal repetitions-to-fatigue protocol. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(10), 1888-1894. doi: 10.1016/j.apmr.2014.05.010
- Eken, M. M., Dallmeijer, A. J., Houdijk, H. et Doorenbosch, C. A. M. (2013). Muscle fatigue during repetitive voluntary contractions: A comparison between children with cerebral palsy, typically developing children and young healthy adults. *Gait & Posture*, 38(4), 962-967. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.05.004
- Eken, M. M., Harlaar, J., Dallmeijer, A. J., de Waard, E., van Bennekom, C. a. M. et Houdijk, H. (2017). Squat test performance and execution in children with and without cerebral palsy. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 41, 98-105. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2016.12.006
- Eken, M. M., Houdijk, H., Doorenbosch, C. A. M., Kiezebrink, F. E. M., van Bennekom, C. A. M., Harlaar, J. et Dallmeijer, A. J. (2016). Relations between muscle endurance and subjectively reported fatigue, walking capacity, and participation in mildly affected adolescents with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 58(8), 814-821. doi: 10.1111/dmcn.13083
- Enoka, R. M. (2015). *Neuromechanics of Human Movement-5th Edition*. (s. l.): Human Kinetics.
- Enoka, R. M., Baudry, S., Rudroff, T., Farina, D., Klass, M. et Duchateau, J. (2011). Unraveling the neurophysiology of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(2), 208-219. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.10.006
- Ferland, C., Lepage, C., Moffet, H. et Maltais, D. B. (2012). Relationships Between Lower Limb Muscle Strength and Locomotor Capacity in Children and Adolescents with Cerebral Palsy Who Walk Independently. *Physical & Occupational Therapy in Pediatrics*, 32(3), 320-332. doi: 10.3109/01942638.2011.631102
- Ferrari, A. et Cioni, G. (2009). *The Spastic Forms of Cerebral Palsy: A Guide to the Assessment of Adaptive Functions*. (s. l.) : Springer Science & Business Media.

- Fitzgerald, D., Hickey, C., Delahun, E., Walsh, M. et O'Brien, T. (2016). Six-Minute Walk Test in Children With Spastic Cerebral Palsy and Children Developing Typically. *Pediatric Physical Therapy: The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 28(2), 192-199. doi: 10.1097/PEP.0000000000000224
- Froyd, C., Millet, G. Y. et Noakes, T. D. (2013). The development of peripheral fatigue and short-term recovery during self-paced high-intensity exercise. *The Journal of Physiology*, 591(5), 1339-1346. doi: 10.1113/jphysiol.2012.245316
- Gage, J. R. et Novacheck, T. F. (2001). An update on the treatment of gait problems in cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopedics. Part B*, 10(4), 265-274.
- Gage, J. R., Schwartz, M. H., Koop, S. E. et Novacheck, T. F. (2009). *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy* (2e éd.). London : Mac Keith Press.
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725-1789. doi: 10.1152/physrev.2001.81.4.1725
- Gillett, J. G., Lichtwark, G. A., Boyd, R. N. et Barber, L. A. (2018). Functional Capacity in Adults With Cerebral Palsy: Lower Limb Muscle Strength Matters. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 99(5), 900-906.e1. doi: 10.1016/j.apmr.2018.01.020
- Gouvernement du Canada, A. de la santé publique du C. (2014, 11 septembre). 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*. Récupéré de <http://www.phac-aspc.gc.ca/publicat/cd-mc/mc-ec/section-3-fra.php>
- Graham, H. K., Harvey, A., Rodda, J., Natrass, G. R. et Pirpiris, M. (2004). The Functional Mobility Scale (FMS). *Journal of Pediatric Orthopedics*, 24(5), 514-520.
- Graham, H. K., Rosenbaum, P., Paneth, N., Dan, B., Lin, J.-P., Damiano, D. L., ... Lieber, R. L. (2016). Cerebral palsy. *Nature Reviews Disease Primers*, 2(1), 1-25. doi: 10.1038/nrdp.2015.82
- Haumont, T., Church, C., Hager, S., Cornes, M. J., Poljak, D., Lennon, N., ... Miller, F. (2013). Flexed-knee gait in children with cerebral palsy: a 10-year follow-up study. *Journal of Children's Orthopaedics*, 7(5), 435-443. doi: 10.1007/s11832-013-0505-8
- Hébert, L. J., Maltais, D. B., Lepage, C., Saulnier, J., Crête, M. et Perron, M. (2011). Isometric muscle strength in youth assessed by hand-held dynamometry: A feasibility, reliability, and validity study: A feasibility, reliability, and validity study. *Pediatric Physical Therapy*, 23(3), 289-299. doi: 10.1097/PEP.0b013e318227ccff
- Henneman, E. (1957). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science (New York, N.Y.)*, 126(3287), 1345-1347. doi: 10.1126/science.126.3287.1345

- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. et Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374. doi: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4
- Hicks, J. L., Schwartz, M. H., Arnold, A. S. et Delp, S. L. (2008). Crouched postures reduce the capacity of muscles to extend the hip and knee during the single-limb stance phase of gait. *Journal of Biomechanics*, 41(5), 960-967.
- Hislop, H., Avers, D. et Brown, M. (2013). *Daniels and Worthingham's Muscle Testing - E-Book: Techniques of Manual Examination and Performance Testing*. (s. l.) : Elsevier Health Sciences.
- Holmes, S. J., Mudge, A. J., Wojciechowski, E. A., Axt, M. W. et Burns, J. (2018). Impact of multilevel joint contractures of the hips, knees and ankles on the Gait Profile score in children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 59, 8-14. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2018.08.002
- Hsue, B.-J., Miller, F. et Su, F.-C. (2009). The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I: Spatial relationship between COM and COP trajectories. *Gait & Posture*, 29(3), 465-470. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.11.007
- Hussain, M. et Mamun, Md. (2012). Effectiveness of the Wavelet Transform on the Surface EMG to Understand the Muscle Fatigue During Walk. *Measurement Science Review*, 12(1), 28-33. doi: 10.2478/v10048-012-0005-x
- Jubeau, M., Rupp, T., Perrey, S., Temesi, J., Wuyam, B., Levy, P., ... Millet, G. Y. (2014). Changes in Voluntary Activation Assessed by Transcranial Magnetic Stimulation during Prolonged Cycling Exercise. *PLoS ONE*, 9(2). doi: 10.1371/journal.pone.0089157
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K. et Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(3), 383-392. doi: 10.1002/jor.1100080310
- Karlsson, S., Jun Yu et Akay, M. (2000). Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47(2), 228-238. doi: 10.1109/10.821766
- Kimoto, M., Okada, K., Sakamoto, H., Kondou, T. et Kawanobe, U. (2019). Relationship between walking efficiency and muscular strength of the lower limbs in children with cerebral palsy. *Journal of Physical Therapy Science*, 31(3), 232-235. doi: 10.1589/jpts.31.232
- Korzeniewski, S. J., Slaughter, J., Lenski, M., Haak, P. et Paneth, N. (2018). The complex aetiology of cerebral palsy. *Nature Reviews. Neurology*, 14(9), 528-543. doi: 10.1038/s41582-018-0043-6
- Krautwurst, B. K., Dreher, T. et Wolf, S. I. (2016). The impact of walking devices on kinematics in patients with spastic bilateral cerebral palsy. *Gait & Posture*, 46, 184-187. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.03.014
- Kuo, A. D. et Donelan, J. M. (2010). Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implications. *Physical Therapy*, 90(2), 157-174. doi: 10.2522/ptj.20090125

- Kurz, M. J., Arpin, D. J. et Corr, B. (2012). Differences in the dynamic gait stability of children with cerebral palsy and typically developing children. *Gait & Posture*, 36(3), 600-604. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.05.029
- Lance, J. W. (1980). Pathophysiology of spasticity and clinical experience with baclofen. Dans *Spasticity: Disordered Motor Control* (Year Book Medical, p. 185-203). (s. l.) : Feldman R.G, Young RR, Koella WP, editors.
- Lauer, R. T., Stackhouse, C. A., Shewokis, P. A., Smith, B. T., Tucker, C. A. et McCarthy, J. (2007). A time–frequency based electromyographic analysis technique for use in cerebral palsy. *Gait & Posture*, 26(3), 420-427. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.10.015
- Lepers, R., Maffiuletti, N. A., Rochette, L., Brugniaux, J. et Millet, G. Y. (2002). Neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise. *Journal of Applied Physiology*, 92(4), 1487-1493. doi: 10.1152/jappphysiol.00880.2001
- Leunkeu, A. N., Keefer, D. J., Imed, M. et Ahmaidi, S. (2010). Electromyographic (EMG) Analysis of Quadriceps Muscle Fatigue in Children With Cerebral Palsy During a Sustained Isometric Contraction. *Journal of Child Neurology*, 25(3), 287-293. doi: 10.1177/0883073809338734
- Leunkeu, A. N., Shephard, R. J. et Ahmaidi, S. (2012). Six-minute walk test in children with cerebral palsy gross motor function classification system levels I and II: reproducibility, validity, and training effects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(12), 2333-2339. doi: 10.1016/j.apmr.2012.06.005
- Lieber, R. L. et Fridén, J. (2019). Muscle contracture and passive mechanics in cerebral palsy. *Journal of Applied Physiology*, 126(5), 1492-1501. doi: 10.1152/jappphysiol.00278.2018
- Lin, C.-J., Guo, L.-Y., Su, F.-C., Chou, Y.-L. et Cherng, R.-J. (2000). Common abnormal kinetic patterns of the knee in gait in spastic diplegia of cerebral palsy. *Gait & Posture*, 11(3), 224-232.
- Maanum, G., Jahnsen, R., FRØSLIE, K. F., Larsen, K. L. et Keller, A. (2010). Walking ability and predictors of performance on the 6-minute walk test in adults with spastic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 52(6), e126-e132. doi: 10.1111/j.1469-8749.2010.03614.x
- MacLennan, A. H., Thompson, S. C. et Gecz, J. (2015). Cerebral palsy: causes, pathways, and the role of genetic variants. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 213(6), 779-788. doi: 10.1016/j.ajog.2015.05.034
- Maher, C. A., Williams, M. T. et Olds, T. S. (2008). The six-minute walk test for children with cerebral palsy. *International Journal of Rehabilitation Research. Internationale Zeitschrift Für Rehabilitationsforschung. Revue Internationale De Recherches De Réadaptation*, 31(2), 185-188. doi: 10.1097/MRR.0b013e32830150f9
- Malhotra, S., Pandyan, A., Day, C., Jones, P. et Hermens, H. (2009). Spasticity, an impairment that is poorly defined and poorly measured. *Clinical Rehabilitation*, 23(7), 651-658. doi: 10.1177/0269215508101747

- Manikowska, F., Chen, B. P.-J., Józwiak, M. et Lebedowska, M. K. (2018). Validation of Manual Muscle Testing (MMT) in children and adolescents with cerebral palsy. *NeuroRehabilitation*, 42(1), 1-7. doi: 10.3233/NRE-172179
- Marque, P. et Brassat, D. (2012). [Pathophysiology of spasticity]. *Revue Neurologique*, 168 Suppl 3, S36-44. doi: 10.1016/S0035-3787(12)70045-0
- Mathewson, M. A. et Lieber, R. L. (2015). Pathophysiology of Muscle Contractures in Cerebral Palsy. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, 26(1), 57-67. doi: 10.1016/j.pmr.2014.09.005
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R. et Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, 29(3), 360-369. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.09.003
- McIntyre, S., Taitz, D., Keogh, J., Goldsmith, S., Badawi, N. et Blair, E. (2013). A systematic review of risk factors for cerebral palsy in children born at term in developed countries. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 55(6), 499-508. doi: 10.1111/dmcn.12017
- McNee, A. E., Shortland, A. P., Eve, L. C., Robinson, R. O. et Gough, M. (2004). Lower limb extensor moments in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait & Posture*, 20(2), 171-176. doi: 10.1016/j.gaitpost.2003.08.009
- Merletti, R. et Farina, D. (2016). *Surface electromyography: physiology, engineering, and applications*. Piscataway, NJ: IEEE Press. Récupéré de <http://onlinelibrary.wiley.com/book/10.1002/9781119082934>
- Merletti, R. et Parker, P. A. (2004). *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. (s. 1.) : John Wiley & Sons.
- Merletti, R., Rainoldi, A. et Farina, D. (2001). Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 29(1), 20-25.
- Meyns, P., Gestel, L. V., Leunissen, I., Cock, P. D., Sunaert, S., Feys, H., ... Ortibus, E. (2016). Macrostructural and Microstructural Brain Lesions Relate to Gait Pathology in Children With Cerebral Palsy. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 1545968315624782. doi: 10.1177/1545968315624782
- Millet, G. Y., Bachasson, D., Temesi, J., Wuyam, B., Féasson, L., Vergès, S. et Lévy, P. (2012). Potential interests and limits of magnetic and electrical stimulation techniques to assess neuromuscular fatigue. *Neuromuscular Disorders*, 22, S181-S186. doi: 10.1016/j.nmd.2012.10.007
- Mockford, M. et Caulton, J. M. (2010). The Pathophysiological Basis of Weakness in Children With Cerebral Palsy: *Pediatric Physical Therapy*, 22(2), 222-233. doi: 10.1097/PEP.0b013e3181dbaf96
- Moreau, N. G., Bodkin, A. W., Bjornson, K., Hobbs, A., Soileau, M. et Lahasky, K. (2016a). Effectiveness of Rehabilitation Interventions to Improve Gait Speed in Children With Cerebral Palsy: Systematic Review and Meta-analysis. *Physical Therapy*, 96(12), 1938-1954. doi: 10.2522/ptj.20150401
- Moreau, N. G., Falvo, M. et Damiano, D. L. (2012). Rapid Force Generation is Impaired in Cerebral Palsy and is Related to Decreased Muscle Size and

- Functional Mobility. *Gait & posture*, 35(1), 154-158. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.08.027
- Moreau, N. G., Knight, H. et Olson, M. W. (2016b). A potential mechanism by which torque output is preserved in cerebral palsy during fatiguing contractions of the knee extensors. *Muscle & Nerve*, 53(2), 297-303. doi: 10.1002/mus.24735
- Moreau, N. G., Li, L., Geaghan, J. P. et Damiano, D. L. (2009). Contributors to Fatigue Resistance of the Hamstrings and Quadriceps in Cerebral Palsy. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(4), 355-360. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.01.012
- Muñoz-Bermejo, L., Pérez-Gómez, J., Manzano, F., Collado-Mateo, D., Villafaina, S. et Adsuar, J. C. (2019). Reliability of isokinetic knee strength measurements in children: A systematic review and meta-analysis. *PLoS ONE*, 14(12). doi: 10.1371/journal.pone.0226274
- NCBI MeSH, M. (2021, avril). Muscle Strength - MeSH - NCBI [Database]. Dans *National Center for Biotechnology Information (NCBI)*. Récupéré de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/mesh/68053580>
- Niiler et Miller. (2014). The independence of bilateral knee flexion data in children with diplegic cerebral palsy. Communication présentée au Gait and Clinical Movement Analysis Society (GCMAS) Annual Meeting, University of Delaware. Récupéré de <http://www.niiler.com/biomech/GCMAS2014NiilerMiller.pdf>
- Opheim, A., Jahnsen, R., Olsson, E. et Stanghelle, J. K. (2009). Walking function, pain, and fatigue in adults with cerebral palsy: a 7-year follow-up study. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 51(5), 381-388. doi: 10.1111/j.1469-8749.2008.03250.x
- Oskoui, M., Gazzellone, M. J., Thiruvahindrapuram, B., Zarrei, M., Andersen, J., Wei, J., ... Scherer, S. W. (2015). Clinically relevant copy number variations detected in cerebral palsy. *Nature Communications*, 6, 7949. doi: 10.1038/ncomms8949
- O'Sullivan, R., Horgan, F., O'Brien, T. et French, H. (2018). The natural history of crouch gait in bilateral cerebral palsy: A systematic review. *Research in Developmental Disabilities*, 80, 84-92. doi: 10.1016/j.ridd.2018.06.013
- Papageorgiou, E., Simon-Martinez, C., Molenaers, G., Ortibus, E., Van Campenhout, A. et Desloovere, K. (2019). Are spasticity, weakness, selectivity, and passive range of motion related to gait deviations in children with spastic cerebral palsy? A statistical parametric mapping study. *PloS One*, 14(10), e0223363. doi: 10.1371/journal.pone.0223363
- Parent, A., Pouliot-Laforte, A., Dal Maso, F., Cherni, Y., Marois, P. et Ballaz, L. (2019). Muscle fatigue during a short walking exercise in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *Gait & Posture*, 72, 22-27. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.05.021
- Parent, A., Raison, M., Pouliot-Laforte, A., Marois, P., Maltais, D. B. et Ballaz, L. (2016). Impact of a short walking exercise on gait kinematics in children with

- cerebral palsy who walk in a crouch gait. *Clinical Biomechanics*, 34, 18-21. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2016.03.003
- Peacock, W. (2009). The neural control of movement. Dans *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy* (2e éd.). London : Mac Keith Press.
- Penneçot, G.-F. (2009). *Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral: marche normale, analyse et compréhension des phénomènes pathologiques, traitement, évaluation*. (s. l.) : Sauramps Médical.
- Pocock, G., Richards, C. D., Richards, D. A., (Editions, S. A., Richalet, J. P. et Vandewalle, H. (2019). *Physiologie humaine et physiopathologie: Les fondements de la médecine*. Elsevier Health Sciences. Récupéré de <https://books.google.ca/books?id=cNmiDwAAQBAJ>
- Pouliot-Laforte, A., Parent, A. et Ballaz, L. (2014). Walking efficiency in children with cerebral palsy: relation to muscular strength and gait parameters. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17 Suppl 1, 104-105. doi: 10.1080/10255842.2014.931340
- Pouliot-Laforte, A., Parent, A., Hamdy, R., Marois, P., Lemay, M. et Ballaz, L. (2020). Relationship between lower limb strength and walking capacities in children with spastic bilateral cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*, 0(0), 1-7. doi: 10.1080/09638288.2020.1813819
- Prosser, L. A., Lee, S. C. K., VanSant, A. F., Barbe, M. F. et Lauer, R. T. (2010). Trunk and Hip Muscle Activation Patterns Are Different During Walking in Young Children With and Without Cerebral Palsy. *Physical Therapy*, 90(7), 986-997. doi: 10.2522/ptj.20090161
- Purves, D., Augustine, G. J., Fitzpatrick, D., Hall, W., LaMantia, A.-S., McNamara, J. O. et Williams, M. S. (2005). *Neurosciences* (3e édition). (s. l.) : De Boeck.
- Rha, D., Cahill-Rowley, K., Young, J., Torburn, L., Stephenson, K. et Rose, J. (2016). Biomechanical and Clinical Correlates of Stance-Phase Knee Flexion in Persons With Spastic Cerebral Palsy. *PM&R*, 8(1), 11-18. doi: 10.1016/j.pmrj.2015.06.003
- Rigoard, S., Wager, M., Buffenoir, K., Bauche, S., Giot, J.-P., Maixent, J.-M. et Rigoard, P. (2009). Principaux mécanismes impliqués dans la transmission synaptique au sein de l'appareil neuromusculaire. *Neurochirurgie*, 55, S22-S33. doi: 10.1016/j.neuchi.2008.03.011
- Rimmer, J. H. (2001). Physical fitness levels of persons with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 43(3), 208-212. doi: 10.1111/j.1469-8749.2001.tb00189.x
- Rodda, J. M., Graham, H. K., Carson, L., Galea, M. P. et Wolfe, R. (2004). Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 86(2), 251-258.
- Rodda, J. M., Graham, H. K., Nattrass, G. R., Galea, M. P., Baker, R. et Wolfe, R. (2006). Correction of Severe Crouch Gait in Patients with Spastic Diplegia with

- Use of Multilevel Orthopaedic Surgery. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 88(12), 2653-2664.
- Rose, J., Gamble, J. G., Burgos, A., Medeiros, J. et Haskell, W. L. (1990). Energy expenditure index of walking for normal children and for children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 32(4), 333-340.
- Rose, J. et McGill, K. C. (2005). Neuromuscular activation and motor-unit firing characteristics in cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47(5), 329-336. doi: 10.1017/S0012162205000629
- Rosenbaum, P. L., Walter, S. D., Hanna, S. E., Palisano, R. J., Russell, D. J., Raina, P., ... Galuppi, B. E. (2002). Prognosis for gross motor function in cerebral palsy: creation of motor development curves. *JAMA*, 288(11), 1357-1363.
- Ross, E. Z., Gregson, W., Williams, K., Robertson, C. et George, K. (2010). Muscle Contractile Function and Neural Control after Repetitive Endurance Cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(1), 206-212. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181b07a18
- Ross, S. A. et Engsberg, J. R. (2007). Relationships Between Spasticity, Strength, Gait, and the GMFM-66 in Persons With Spastic Diplegia Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(9), 1114-1120. doi: 10.1016/j.apmr.2007.06.011
- Russell, D. J., Rosenbaum, P. L., Avery, L. M. et Lane, M. (2002). *Gross Motor Function Measure (GMFM-66 and GMFM-88) User's Manual*. (s. 1.) : Cambridge University Press.
- Russell, D. J., Rosenbaum, P. L., Cadman, D. T., Gowland, C., Hardy, S. et Jarvis, S. (1989). The gross motor function measure: a means to evaluate the effects of physical therapy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 31(3), 341-352.
- Ryan, J. M., Cassidy, E. E., Noorduyn, S. G. et O'Connell, N. E. (2017). Exercise interventions for cerebral palsy. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2017(6). doi: 10.1002/14651858.CD011660.pub2
- Sanger, T. D., Chen, D., Delgado, M. R., Gaebler-Spira, D., Hallett, M., Mink, J. W. et Disorders, the T. on C. M. (2006). Definition and Classification of Negative Motor Signs in Childhood. *Pediatrics*, 118(5), 2159-2167. doi: 10.1542/peds.2005-3016
- Sangeux, M., Rodda, J. et Graham, H. K. (2015). Sagittal gait patterns in cerebral palsy: The plantarflexor-knee extension couple index. *Gait & Posture*, 41(2), 586-591. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.12.019
- Sherwood, L. (2015). *Physiologie humaine*. (s. 1.) : De Boeck Supérieur.
- Shumway-Cook, A. et Woollacott, M. H. (2007). *Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice*. (s. 1.) : Lippincott Williams & Wilkins.
- Sidhu, S. K., Bentley, D. J. et Carroll, T. J. (2009). Locomotor exercise induces long-lasting impairments in the capacity of the human motor cortex to voluntarily activate knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology*, 106(2), 556-565. doi: 10.1152/jappphysiol.90911.2008

- Sinclair, B., Parent, A., Pouliot-Laforte, A., Cherni, Y. et Ballaz, L. (2019). Intra- and inter-assessor reliability of gait kinematic measurements using conventional gait model: A single rehab center-based study. Communication présentée au Gait & Clinical Movement Analysis Society (GCMAS) Annual Conference, Frisco, TX, USA.
- Stackhouse, C., Shewokis, P. A., Pierce, S. R., Smith, B., McCarthy, J. et Tucker, C. (2007). Gait initiation in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 26(2), 301-308. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.09.076
- Stackhouse, S. K., Binder-Macleod, S. A. et Lee, S. C. K. (2005). Voluntary Muscle Activation, Contractile Properties, and Fatigability in Children With and Without Cerebral Palsy. *Muscle & nerve*, 31(5), 594-601. doi: 10.1002/mus.20302
- Steele, K. M., Seth, A., Hicks, J. L., Schwartz, M. H. et Delp, S. L. (2013). Muscle contributions to vertical and fore-aft accelerations are altered in subjects with crouch gait. *Gait & Posture*, 38(1), 86-91.
- Steele, K. M., Seth, A., Hicks, J. L., Schwartz, M. S. et Delp, S. L. (2010). Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait. *Journal of biomechanics*, 43(11), 2099-2105.
- Steele, K. M., van der Krogt, M. M., Schwartz, M. H. et Delp, S. L. (2012). How much muscle strength is required to walk in a crouch gait? *Journal of Biomechanics*, 45(15), 2564-2569.
- Stern, K. (2017). Prevalence of Cerebral Palsy. Dans *cerebralpalsy.org*. Récupéré de <http://www.cerebralpalsy.org/about-cerebral-palsy/prevalence-and-incidence>
- Stulen, F. B. et Luca, C. J. D. (1981). Frequency Parameters of the Myoelectric Signal as a Measure of Muscle Conduction Velocity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-28(7), 515-523. doi: 10.1109/TBME.1981.324738
- Sutherland, D. H. et Davids, J. R. (1993). Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (288), 139-147.
- Szopa, A., Domagalska-Szopa, M. et Czamara, A. (2014). Gait pattern differences in children with unilateral cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 35(10), 2261-2266. doi: 10.1016/j.ridd.2014.05.020
- Taylor, J. L. et Gandevia, S. C. (2008). A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *Journal of Applied Physiology*, 104(2), 542-550. doi: 10.1152/jappphysiol.01053.2007
- Thomas, K., Elmeua, M., Howatson, G. et Goodall, S. (2016). Intensity-dependent Contribution of Neuromuscular Fatigue after Constant-load Cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 48(9), 1751-1760. doi: 10.1249/MSS.0000000000000950
- Thompson, N., Stebbins, J., Seniorou, M. et Newham, D. (2011). Muscle strength and walking ability in diplegic cerebral palsy: implications for assessment and management. *Gait & Posture*, 33(3), 321-325. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.10.091

- Thuilleux, G. (2011). Problèmes orthopédiques de l'IMC. Dans *Les infirmités motrices cérébrales: Réflexions et perspectives sur la prise en charge* (p. 492). (s. l.) : Elsevier Masson.
- van Vulpen, L. F., de Groot, S., Rameckers, E., Becher, J. G. et Dallmeijer, A. J. (2017). Improved Walking Capacity and Muscle Strength After Functional Power-Training in Young Children With Cerebral Palsy. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 31(9), 827-841. doi: 10.1177/1545968317723750
- Verschuren, O., Ketelaar, M., Takken, T., Van Brussel, M., Helders, P. J. M. et Gorter, J. W. (2008). Reliability of hand-held dynamometry and functional strength tests for the lower extremity in children with Cerebral Palsy. *Disability and Rehabilitation*, 30(18), 1358-1366. doi: 10.1080/09638280701639873
- Wilmore, J. H., Costill, D. L. et Kenney, L. (2017). *Physiologie du sport et de l'exercice*. (s. l.) : De Boeck Supérieur.
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. (s. l.) : Wiley.
- Winter, D. A. (1995). *A.B.C. (anatomy, Biomechanics and Control) of Balance During Standing and Walking*. Waterloo, Ontario (CA) : Waterloo Biomechanics. Récupéré de <https://books.google.ca/books?id=0lSqQgAACAAJ>
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. (s. l.) : John Wiley & Sons.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M. et Gielo-Periczak, K. (1998). Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), 1211-1221.
- Woollacott, M. H. et Shumway-Cook, A. (2005). Postural Dysfunction During Standing and Walking in Children With Cerebral Palsy: What are the Underlying Problems and What New Therapies Might Improve Balance? *Neural Plasticity*, 12(2-3), 211-219. doi: 10.1155/NP.2005.211
- Wren, T. A. L., Rethlefsen, S. et Kay, R. M. (2005). Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy: influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 25(1), 79-83.
- Yeadon, M. R. (1990). The simulation of aerial movement—II. A mathematical inertia model of the human body. *Journal of Biomechanics*, 23(1), 67-74. doi: 10.1016/0021-9290(90)90370-I
- Zhou, J., Butler, E. E. et Rose, J. (2017). Neurologic Correlates of Gait Abnormalities in Cerebral Palsy: Implications for Treatment. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11. doi: 10.3389/fnhum.2017.00103

