

**Université de Montréal**

**Analyse cinétique et cinématique de la locomotion chez les  
enfants atteints d'un déficit moteur cérébral : comparaison  
de l'orthèse tibiale fixe et articulée**

**Par**

**Annik Gibeau**

**Université de Montréal**

**Département de kinésiologie**

**Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures en vue de  
l'obtention du grade de Maîtrise en science de l'activité physique**

**Décembre 2003**

**©Annik Gibeau, 2003**



GV

201

U54

2004

v.015

**Direction des bibliothèques**

**AVIS**

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

**NOTICE**

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

**Université de Montréal**  
**Faculté des études supérieures**

**Ce mémoire intitulé :**

**Analyse cinétique et cinématique de la locomotion chez les enfants atteints d'un déficit moteur cérébral : comparaison de l'orthèse tibiale fixe et articulée**

**Présenté par :**  
**Annik Gibeau**

**A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :**

**M. ALLARD Paul, PhD.**

**Président-rapporteur**

**M. PRINCE François, PhD.**

**Directeur de recherche**

**M. BROCHU Martin, PhD.**

**Membre du jury**

## Résumé

L'incidence des enfants atteints d'un déficit moteur cérébral (DMC) est d'environ 2 pour 1000 naissances. Le DMC est l'handicap physique le plus commun chez les enfants. De plus, 50% des enfants DMC ne peuvent marcher indépendamment. L'orthèse tibiale est une des aides techniques le plus fréquemment utilisées. Cette orthèse peut être fixe (OTF) ou articulée (OTA), selon la recommandation du médecin traitant. Le but de cette étude est d'effectuer une comparaison systématique des paramètres spatio-temporels et cinétiques de la marche chez les enfants DMC avec diplégie ou hémiparésie spastique lors du port d'une OTF et d'une OTA.

Neuf enfants âgés entre 4 et 15 ans présentant un DMC avec diplégie ou hémiparésie spastique ont participé à cette étude. Les analyses cinétiques et cinématiques de la marche à vitesse naturelle ont été effectuées avec le port d'une OTF et d'une OTA, lors de deux essais consécutifs. Les résultats démontrent que les sujets diplégiques ont une diminution de la phase de double support avec le port d'une OTF. Pour les sujets hémiparésiques, l'analyse de la puissance du membre inférieur affecté indique que l'absorption et la génération totale d'énergie, par les fléchisseurs plantaires, sont augmentées avec une OTA, alors que la génération d'énergie par les fléchisseurs de la hanche est diminuée.

Cette étude fait ressortir plusieurs résultats intéressants liés aux adaptations de la marche avec une orthèse tibiale chez les enfants DMC présentant une diplégie ou une hémiparésie spastique. Nos résultats indiquent que la stabilité lors de la marche est améliorée avec une OTF chez les enfants diplégiques. Cependant, l'OTA améliore le patron de marche tel que démontré par les courbes normales de puissance, chez les sujets hémiparésiques.

**Mots clés:** Déficit moteur cérébral; Enfant; Orthèse tibiale; Biomécanique; Puissance; Travail; Locomotion.

## Abstract

The incidence of children with cerebral palsy (CP) is 2:1000 live births. CP is the most common physical disability in childhood. More than 50% of CP children are unable to walk independently. The technical aids most frequently used are the ankle-foot orthoses. This orthoses could be fixed (FAFO) or hinged (HAFO) according to the recommendations of the attending practitioner. The goal of this study is to perform systematic comparison of spatiotemporal and mechanical power parameters in spastic diplegic or hemiparetic CP children while walking with FAFO and HAFO at two different occasions.

Nine children aged between 4-15 years and diagnosed CP with spastic diplegia or hemiparesis took part of this study. Kinetic and kinematic analyses of walk at their self-selected speed were carried out with a FAFO and an HAFO. The results show that diplegic subjects have lower relative duration of the double-support phase when wearing a FAFO. For hemiparetic subjects, analysis of the affected limb mechanical power indicates that the ankle energy absorption and the total ankle energy generation, by the plantar flexor, are increased while the hip energy generation, by the hip flexor, is decreased with an HAFO.

This study point out several findings related to acute ankle-foot orthoses gait adaptations in diplegic and hemiparetic CP children. Our results reveal that gait stability is improved with a FAFO in diplegic children. However, the HAFO enhance the gait patterns for hemiparetic subjects toward a normal mechanical power profile.

**Keys words:** Cerebral palsy; Children; Ankle-foot orthoses; Biomechanics; Power; Work; Locomotion.

## Table des matières

Résumé.....	iii
Abstract.....	iv
Table des matières.....	v
Liste des tableaux.....	vii
Liste des figures.....	viii
Liste des sigles et abréviations.....	ix
Remerciements.....	xi
Chapitre 1 : Introduction.....	1
Chapitre 2 : Recension de la littérature.....	6
2.1 Définition.....	6
2.2 Incidence et étiologie.....	7
2.3 Problèmes associées.....	9
2.4 Acquisition de la marche chez l'enfant sain.....	10
2.4.1 La marche en période néonatale.....	10
2.4.2 La marche entre 4 et 8 mois .....	10
2.4.3 La marche non indépendante.....	11
2.4.4 Début de la marche indépendante.....	12
2.5 Marche chez les enfants DMC.....	15
2.5.1 Marche en équin.....	17
2.5.2 Marche en triple flexion.....	18
2.6 Obstacles au maintien de la marche.....	18
2.7 Traitements contre la spasticité.....	20
2.7.1 Étirement et entraînement musculaire.....	20
2.7.2 Traitements médicamenteux.....	21
2.7.2.1 Toxine botulinique de type A.....	21
2.7.3 Traitements orthopédiques.....	22
2.7.4 Traitements chirurgicaux.....	23

2.8 Orthèses.....	23
2.8.1 Orthèse tibiale fixe.....	24
2.8.2 Orthèse tibiale articulée.....	25
Chapitre 3 : Méthodologie.....	26
Chapitre 4 : Article.....	29
4.1 Introduction.....	30
4.2 Methodology.....	33
4.3 Results.....	34
4.4 Discussion.....	40
4.5 Conclusion.....	42
4.6 References.....	43
Chapitre 5 : Discussion.....	46
5.1 Limites de l'étude.....	51
Chapitre 6 : Conclusion.....	52
Références.....	53

## Liste des tableaux

Tableau 1.1 : Synthèse des études sur les effets des orthèses tibiales au niveau des paramètres spatio-temporels.....	3
Tableau 2.1 : Résumé de l'étiologie du DMC. Tiré de Hyon-Jomier, 1984.....	8
Table 4.1 : Studies reporting analysis of lower limb joint power profiles during gait in cerebral palsy children.....	32
Table 4.2 : Comparison of ankle-foot orthoses on spatiotemporal gait parameters for diplegic and hemiparetic children.....	35
Table 4.3 : Joint mechanical power in diplegic subjects gait with FAFO and HAFO .....	38
Table 4.4 : Joint mechanical power in hemiparetic subjects gait with FAFO and HAFO .....	39

## Liste des figures

Figure 2.1 : Phases et périodes du cycle de marche. Adapté de Allard et Blanchi (1996).....	12
Figure 2.2 : Puissance à la cheville, au genou et à la hanche d'un sujet normal. Adapté de Winter (1991).....	14
Figure 2.3 : Marche en équin. Adapté de Becher (2002).....	16
Figure 2.4 : Marche en triple flexion. Adapté de Abel et al. (1998).....	16
Figure 2.5 : Orthèse tibiale articulée (OTA).....	24
Figure 3.1 : Exemple du placement des marqueurs sur un sujet.....	27
Figure 4.1A : Normalized power pattern for a typical subject with an HAFO while walking at his natural cadence. The average (black line) $\pm$ the standard deviation (dotted line) over the gait cycle.....	36
Figure 4.1B : Normalized power pattern for a typical subject with an FAFO while walking at his natural cadence. The average (black line) $\pm$ the standard deviation (dotted line) over the gait cycle.....	37

## Liste des sigles et abréviations

A1	Absorption d'énergie à la cheville par les fléchisseurs plantaires
A2	Génération d'énergie à la cheville par les fléchisseurs plantaires
A <sub>R</sub>	Contribution de la cheville sur la génération d'énergie totale
AVC	Accident vasculaire cérébral
Botox	Toxine botulinique de type A
COM	Centre de masse
DMC	Déficit moteur cérébral
Eq	Équation
g	Gramme
Hz	Hertz
H1	Génération d'énergie par les extenseurs de la hanche
H2	Absorption d'énergie par les fléchisseurs de la hanche
H3	Génération d'énergie par les fléchisseurs de la hanche
J	Joule
kg	Kilogramme
K1	Absorption d'énergie par les extenseurs du genou
K2	Génération d'énergie par les extenseurs du genou
K3	Absorption d'énergie par les extenseurs du genou
K4	Absorption d'énergie par les fléchisseurs du genou
m	Mètre
min	Minute
M <sub>j</sub>	Moment de force articulaire
mm	Millimètre
MRDD	Mental Retardation and Developmental Disabilities
OTA	Orthèse tibiale articulée
OTF	Orthèse tibiale fixe
P <sub>j</sub>	Puissance articulaire
s	Seconde
USA	États-Unis
UK	Royaume-Uni

W	Watts
$\omega_j$	Vitesse angulaire articulaire
%	Pourcentage
°	Degré

## Remerciements

La démarche scientifique de la maîtrise est un chemin tortueux, peuplée d'embûches. Des questions à répondre, des problèmes à résoudre, des doutes à vaincre. Seul, il est impossible de réussir. Tout au long de ce périple, diverses personnes m'ont aidé à tenir bon, à persévérer. J'aimerais maintenant prendre le temps de remercier les gens qui étaient impliqués, de près ou de loin, dans la réalisation de ce projet.

Je tiens à remercier mon directeur, François Prince, pour m'avoir donné l'opportunité de travailler sur ce projet, pour toute la latitude que tu m'as donnée dans mes démarches, pour ta façon d'enseigner et de m'avoir appris à réfléchir par moi-même.

Merci à Michèle Lacoste pour ton aide constante tout au long du projet, particulièrement lors de la collecte de données.

Merci à toute l'équipe du laboratoire pour le support moral qu'ils m'ont démontré dans les moments forts comme dans les moments de doutes. Je les remercie aussi pour les nombreux fous rires et pour avoir rendu l'ambiance de travail agréable.

Un merci tout particulier à Danik Lafond pour nos discussions, ta patience à répondre à mes innombrables questions et m'avoir donné de précieuses indications (sans toi je n'y serais pas arrivée).

Bertin, pour ta patience, ton support, ta confiance... Merci d'avoir cru en moi. Je ne veux pas oublier mes amis et ma famille qui ont su m'épauler pendant cette dernière année.

En terminant, je voudrais remercier le Réseau de recherche en réadaptation de Montréal et de l'Est du Québec (RRRMOQ), les Fonds de recherche en santé du Québec (FRSQ) pour avoir financés le projet de recherche, de même qu'aux cliniciens du Centre de Réadaptation Marie-Enfant.

## Chapitre 1 : Introduction

Le déficit moteur cérébral (DMC) est un désordre non progressif du mouvement ou de la posture associé à un défaut ou une lésion d'un cerveau immature (Wood et Rosenbaum, 2000; Blair et Stanley, 1997). Le DMC est l'handicap physique le plus commun chez les enfants (Becher, 2002) et son incidence est d'environ 2 cas pour 1000 naissances (Wood et Rosenbaum, 2000). Près de 90% des enfants atteints de DMC sont de type spastique (O'Shea, 2002). La spasticité consiste en une augmentation anormale du tonus musculaire et une exagération des réflexes ostéo-tendineux (Koman, Brashear, Rosenfeld, Chambers, Russman, Rang, Root, Ferrari, Prous, Smith, Turkel, Walcott et Molloy, 2001). Les muscles spastiques peuvent amener des contractures et des instabilités articulaires, ce qui entraîne des raideurs musculaires et une diminution de la force musculaire. Parmi les enfants DMC spastiques, 44% sont diplégiques (incapacité des 4 membres, avec une atteinte plus grande aux membres inférieurs) et 33% sont hémiparésiques (atteinte d'un côté du corps) (Becher, 2002). En général, les enfants DMC sont physiquement moins actifs que leurs pairs non-handicapés et ils dépensent trois fois plus d'énergie à la marche que ces derniers (Mossberg, Linton et Friske, 1990).

Les deux principaux patrons locomoteurs que l'on retrouve chez les DMC sont la marche en équin et la marche en triple flexion (cheville, genou, hanche) (Becher, 2002; Koman et al., 2001). La marche en équin est la plus commune et elle est associée à la spasticité chez les enfants DMC (Churchill, Halligan et Wade, 2003; Perry, Burnfield, Gronley et Mulroy, 2003; Dursun, Dursun et Alican, 2002; Romkes et Brunner 2002; Thompson, Taylor, McCarthy, Cosgrove et Baker, 2002; White, Agouris, Selbie et Kirkpatrick, 2002). Elle est causée par la spasticité des muscles de la loge postérieure de la jambe, ce qui entraîne une diminution de la dorsiflexion lors du contact au sol et amène l'enfant à marcher sur le bout du pied (Bang, Chung, Kim et Kim, 2002; Orendurff, Aiona, Dorociak et Pierce, 2002). La marche en équin est aussi associée à une plus petite base de support et donc une diminution de l'équilibre, ce qui augmente les risques de chutes et de blessures (Kerrigan, Riley, Rogan et

Burke, 2000). La marche en triple flexion est toutefois moins documentée (Becher, 2002). Elle serait causée par une hyperactivité des muscles psoas et ischio-jambiers. Une puissance insuffisante au gastrocnémien pourrait être également présente (Becher, 2002). Lors de la marche en triple flexion, la hanche, le genou et la cheville sont toujours fléchis, ce qui peut amener des contractures à ces articulations. La croissance de l'enfant entraîne fréquemment une perte des habilités requises pour la marche, résultant d'une croissance musculaire inférieure à la croissance osseuse.

Plusieurs traitements chirurgicaux (Orenduff et al., 2002; Petersen et Palmer, 2001), pharmaceutiques (Baker, Jasinski, Maciag-Tymecka, Michalowska-Mrozek, Bonikowski, Carr, MacLean, Lin, Lynch, Thelogis, Wendorff, Eunson et Cosgrove, 2002; Fragala, O'Neil, Russo et Dumas, 2002) et orthopédiques i.e. aide technique (Pohl, Rückriem, Mehrholz, Ritschel, Strik et Pause, 2002; Rethlefsen, Kay, Dennis, Forstein et Tolo, 1999; Abel, Juhl, Vaughan et Damiano, 1998) sont utilisés afin de diminuer la spasticité et améliorer le patron de marche. En fait, plus de 50% des enfants DMC ne peuvent pas marcher sans aides techniques (Schendel, Schuchat et Thorsen, 2002). L'aide technique la plus fréquemment utilisée est l'orthèse tibiale.

Les buts des orthèses tibiales fixes (OTF) et articulées (OTA) sont 1) d'améliorer la stabilité de la cheville en créant un support à l'articulation et 2) de permettre un patron de marche plus naturel (Crenshaw, Herzog, Castagno, Richards, Miller, Michaloski et Moran, 2000). Les effets des orthèses tibiales, sur les paramètres spatio-temporels (cadence, longueur des pas, vitesse de marche), ont été largement étudiés (Franceschini, Massucci, Ferrari, Agosti et Paroli; 2003; Gök, Küçükdeveci, Altinkaynak, Yavuzer et Ergin, 2003; Iwata, Kondo, Sato, Satoh, Soma et Tsushima, 2003; Buckon, Sienko Thomas, Jakobson-Huston, Moor, Sussman et Aiona, 2001; Steinwender, Saraph, Zwick, Steinwender et Linhart, 2001; Tyson et Thornton, 2001; Davids, Foti, Dabelstein et Bagley, 1999). Le tableau 1.1 présente une synthèse de la littérature scientifique.

Tableau 1.1. Synthèse des études sur les effets des orthèses tibiales au niveau des paramètres spatio-temporels.

Auteurs	Nombres de sujets	Moyenne d'âge (étendue ou ET)	Cadence (pas/min)	Longueur des pas (m)	Vitesse de marche (m/s)	Double support (%)
Iwata et al., 2003	18H	62.2 (7.8)	82.6 (23.2) §	0.70 (0.2) §	0.50 (0.24) §	
Gök et al., 2003	12H	54 (39-65)	65.0 (19.3) † 62.3 (20.6) §		0.37 (0.14) † 0.32 (0.13) §	
Franceschini et al., 2003	9H	66.5 (16.4)			0.36 (0.12) § 0.26 (0.12) §	
Churchill et al., 2003	5H	n/a (25-60)	60.0 (1.8) § 63.0 (3.3) §	0.69 (0.04) § 0.59 (0.04) §	0.35 (0.02) § 0.31 (0.02) §	
White et al., 2002	97D 18H	9 (5-15)	111.0 (2)*	0.92 (0.02)*	0.88 (0.03)*	
Romkes et Brunner, 2002	12H	26.9 (6.3)	120.1 (3.6) † 118.4 (3.8) §	1.31 (0.22) † 1.13 (0.23) §	1.26 (0.25) † 1.15 (0.26) §	23.3 (3.3) † 21.7 (2.5) §
Dursun et al., 2002	16D 8H	6.7 (0.7)	104.6 (4.2) §	0.31 (0.02) §	0.56 (0.05) §	
Tyson et Thornton, 2001	25H	49.9 (n/a)	62.5 (17.2) † 53.1 (16.8) §	0.40 (0.1) † 0.40 (0.1) §	0.25 (0.1) † 0.18 (0.1) §	
Buckon et al., 2001	30H	9 (5-15)	117.0 (12) † 117.0 (14) †	1.14 (0.17) † 1.18 (0.17) †	1.11 (0.17) † 1.14 (0.16) †	
Steinwender et al., 2001	44D 16C	D 10.1 (2.8) C 10.7 (3.1)	143.1 (17.3) §	0.99 (0.13) §	1.18 (0.2) §	
Crenshaw et al., 2000	8D	8.4 (1.9)	129.7 (8.81) †	0.95 (0.13) †	1.03 (0.13) †	11.5 (2.3) †
Davids et al., 1999	15D 32C	D 8.2 (5.4-13.6) C 9.3 (5.4-13.6)	72.6 (7.8) §	0.81 (0.21) §	0.97 (0.23) §	30.0 (4.4) §
Rethlefsen et al., 1999	21D	9.1 (2.2)	123.0 (16) † 126.0 (12) †	1.03 (0.14) † 1.03 (0.12) †	1.06 (0.2) † 1.08 (0.15) †	23.0 (4.0) † 26.0 (3.0) †
Abel et al., 1998	35D	8.7 (2.5-19)	121.2 (31) † 123.5 (32) §	0.79 (0.25) † 0.69 (0.22) §	0.82 (0.32) † 0.72 (0.30) §	30.0 (10) † 33.9 (12) §
Olney et al., 1990	10H	8.6 (2.6)	131.0 (39) §		1.10 (0.33) §	

Données sont la moyenne (Écart-type=ET). H=hémiplégiques, D=diploplégiques, C=contrôles.

\* Valeur moyenne de l'OTF et l'OTA, † OTF, ‡ OTA, § Pieds nus, § Non spécifié

L'utilisation d'OTF permet un meilleur déroulement du pied (du talon aux orteils) ce qui favorise une réduction de la flexion plantaire excessive, soit l'équin. Abel et al., (1998) rapportent que l'OTF est associée à une augmentation de la durée de la phase de simple support en comparaison à la marche pieds nus. Le passage d'une OTF à une OTA se fait lorsque l'enfant requiert une plus grande liberté de mouvement au niveau des membres inférieurs. Le port d'une OTA provoque régulièrement une marche en triple flexion qui est associée à une augmentation de la dépense énergétique (Becher, 2002). L'OTA permet cependant d'augmenter la longueur des pas et d'améliorer la symétrie des mouvements des membres inférieurs chez les enfants diplégiques (Carmick, 1995a).

L'analyse cinétique des articulations des membres inférieurs fournit des explications sur la façon dont le mouvement est effectué, ainsi que sur le type de contraction musculaire. La génération d'énergie est associée à une contraction musculaire concentrique tandis que l'absorption d'énergie est associée à une contraction musculaire excentrique. À notre connaissance, très peu d'études ont entrepris l'analyse des puissances articulaires ou du travail lors de la marche d'enfants DMC (Olney, MacPhail, Hedden et Boyce, 1990).

Davids et al., (1999) ont démontré une diminution du pic de génération de puissance à la cheville chez les sujets diplégiques en comparaison aux sujets non-handicapés. Olney et al., (1990) ont observé que les sujets hémiplegiques diminuaient leur génération d'énergie à la cheville et augmentent leur génération d'énergie à la hanche comparativement aux enfants sains. Quelques études ont également rapporté les effets d'une orthèse tibiale sur les puissances articulaires. Romkes et Brunner (2002) ont trouvés, chez les enfants hémiplegiques, que le pic de puissance à la cheville est diminué avec une OTA comparativement à la marche pieds nus. Rethlefsen et al., (1999) ont rapporté qu'une OTA amène un plus grand pic de génération d'énergie à la cheville qu'une OTF pour les sujets diplégiques. Cependant, des comparaisons systématiques entre la marche avec une OTF et une

OTA, basées sur l'analyse du travail aux articulations des membres inférieurs, n'ont pas été effectuées chez les enfants diplégiques et hémiparésiques.

Le but de cette étude est donc de comparer les variables spatio-temporelles et cinétiques de la marche avec une OTF et une OTA chez les enfants DMC présentant une diplégie ou une hémiparésie spastique.

## Chapitre 2 : Recension de la littérature

### 2.1 Définition

Le DMC est un syndrome de trouble moteur, de posture et d'atteintes associées. Il est non-progressif et secondaire à un défaut ou une lésion dans un cerveau en développement. Ce problème n'est pas génétique et/ou évolutif (Wood et Rosenbaum, 2000). Plusieurs types de désordres reliés au DMC sont décrits dans la littérature, tels que la spasticité, la dyskinésie et l'ataxie.

Environ 90% des enfants atteints de DMC seraient de type « spastique » (O'Shea, 2002). La spasticité consiste en une augmentation anormale du tonus musculaire avec une rigidité et une exagération des réflexes ostéo-tendineux (Koman et al., 2001), c'est-à-dire une hypersensibilité de l'arc du réflexe d'étirement. Les muscles spastiques peuvent amener des contractures et des torsions dans les jambes. Avec la croissance, on assiste aussi à une déformation du squelette qui peut causer des douleurs (Hinderer et Gupta, 1996) et des instabilités articulaires (Koman et al., 2001). La spasticité limite donc les mouvements autour des articulations et interfère aussi avec les mouvements volontaires. Elle empêche une bonne croissance des muscles, diminue leur élasticité, augmente la parésie (paralysie partielle), perturbe le contrôle moteur et entraîne une perte de dextérité. La spasticité augmente aussi avec la fatigue. Elle serait plus importante au niveau des muscles fléchisseurs des membres supérieurs et au niveau des extenseurs des membres inférieurs (Amiel-Tison, 1997). Les DMC spastiques présentent une diplégie dans 44% des cas (les jambes sont plus affectées que les bras), une hémiplégie dans 33% des cas (le bras et la jambe d'un côté du corps sont plus affectés que de l'autre) et une quadraplégie dans 6% des cas (les bras sont affectés également ou davantage que les jambes). Les terminaisons « plégie » et « parésie » signifient la gravité de l'atteinte, « plégie » signifie une atteinte totale (paralysie complète), tandis que parésie signifie une atteinte partielle.

La dyskinésie est une perturbation qui se situe au niveau des mouvements involontaires et qui se traduit, entre autre, par de l'incoordination, des spasmes ou de la parésie musculaire. L'ataxie serait un manque de coordination et d'équilibre des mouvements volontaires (O'Shea, 2002).

## **2.2 Incidence et étiologie**

Comme mentionné précédemment, l'incidence d'enfants DMC est d'environ 2 pour 1000 naissances (Wood et Rosenbaum, 2000). Le DMC est l'handicap physique le plus commun chez les enfants (Becher, 2002). Son étiologie est multifactorielle (Schendel et al., 2002). Les enfants de faible poids à la naissance (<1500g) ont 100 fois plus de risque d'être atteints (Grether, Nelson, Emery et Cummins, 1996). Ceux qui sont jumeaux ou qui proviennent de naissances multiples augmentent également le risque (Petersen et Palmer, 2001). L'apparition du DMC peut survenir à plusieurs moments : pendant la grossesse, lors d'une naissance prématurée, durant les heures et jours qui suivent la naissance et ultérieurement, c'est-à-dire lors des premières années de vie de l'enfant (Hyon-Jomier, 1984). Le tableau 2.1 démontre une synthèse des cause du DMC.

Tableau 2.1. Résumé de l'étiologie du DMC. Tiré de Hyon-Jomier, 1984.

<b>Événement :</b>	<b>Causes :</b>
<b>Pendant la grossesse</b>	Infections virales ou parasitaires, disgravidies (difficultés à mener à bien une grossesse), métrorragies (hémorragies intra-utérines), toxémie gravidique (complication rénale qui cause l'hypertension), diabète, AVC, tentatives d'avortements manquées...
<b>Naissance prématurée</b>	Syndrome de Little, atteinte de type athétosique (atteinte du système extrapyramidal, en particulier des noyaux gris centraux qui ont été lésés par des troubles tels une hyperbilirubinémie (jaunisse) ou une anémie aiguë), hémorragie ventriculaire ou sous-épendymaire...
<b>Naissance à terme</b>	Lésions cérébrales dues à une anoxie (diminution de l'apport en oxygène) et/ou une hémorragie, accouchement difficile, traumatisme direct, utilisation de forceps, accouchement par le siège...
<b>Minutes qui suivent</b>	Faible Apgar* (0 à 3) surtout dans les 5 premières minutes...
<b>Heures et jours qui suivent</b>	Infections (méningites), problèmes d'incompatibilité sanguine foeto-maternelle...
<b>Ultérieurement</b>	Toutes pathologies cérébrales acquises au cours des premières années (toxicoose, épilepsie, encéphalite, méningite, traumatismes crâniens...)

\*L'Apgar évalue le rythme cardiaque, l'effort à la respiration, le réflexe d'irritabilité, le tonus musculaire et la couleur du bébé naissant. Un score de 7 à 10 est considéré comme normal.

Maintenant que les principales causes et les effets connus du DMC ont été exposés, les problèmes secondaires seront présentés dans la prochaine section.

## 2.3 Problèmes associées

Les problèmes secondaires reliés aux enfants DMC sont nombreux et variés. Certains enfants se retrouvent avec plusieurs effets secondaires, tandis que d'autres n'en ont qu'un ou deux. Il est important de connaître ces troubles, car plusieurs d'entre eux (surtout la douleur et les troubles de vision) peuvent influencer le patron de marche. Voici une liste des principaux problèmes secondaires dont les enfants DMC sont affectés.

1. Dysphagie (trouble de déglutition), ce qui peut amener des troubles alimentaires (Reilly, Skuse et Poblete, 1996),
2. Communication (dysfonction motrice orale) : ils peuvent être incapables de demander de façon compréhensible de la nourriture (Reilly et al., 1996),
3. Légers troubles du langage. Plus le problème moteur est sévère, plus le trouble du langage l'est aussi (Reilly et al., 1996),
4. Retard mental,
5. Troubles de l'audition,
6. Troubles de vision (strabisme, rétinopathie),
7. Épilepsie,
8. Dyslexie (problème de lecture),
9. Détresse respiratoire,
10. Constipation,
11. Déficit d'attention relié à des difficultés d'apprentissages,
12. Troubles d'estime de soi,
13. Dépendance envers les parents et obstination,
14. Douleur (due aux crampes ou aux difformités osseuses causées par la spasticité) Les facteurs qui amplifient la douleur sont la fatigue, le stress, le surmenage, les changements climatiques, etc. Les facteurs qui soulagent la douleur sont le sommeil, l'exercice, les étirements, le repos, les massages, etc. (Schwartz, Engel et Jensen, 1999).

## **2.4 Acquisition de la marche chez l'enfant sain**

Dans un premier temps, afin de bien comprendre la marche de l'enfant DMC, nous présenterons l'évolution de la marche chez l'enfant normal. L'acquisition de la marche « adulte » s'effectue de façon progressive, de la naissance jusqu'à l'âge de 7 ans (Romkes et Brunner, 2002). Cette acquisition est divisée en plusieurs phases, la marche en période néonatale, la marche entre 4 et 8 mois, la marche non-indépendante et le début de la marche indépendante (Filion, 1993).

### **2.4.1 La marche en période néonatale**

De façon générale, l'enfant apprend à marcher au cours de la première année de sa vie, mais lors d'une situation particulière, le nouveau-né peut présenter des activités et des mouvements similaires au patron de marche adulte. Comme le démontre le réflexe d'enjambement, les nouveau-nés effectuent spontanément des pas lorsqu'ils sont maintenus en position verticale, légèrement inclinée vers l'avant et avec la plante des pieds en contact avec le sol. Ces mouvements tendent cependant à disparaître autour de 6 à 8 semaines. L'arrêt de la marche spontanée serait relié soit au contrôle que les structures corticales exercent sur les centres médullaires, soit aux modifications biomécaniques des membres inférieurs où le poids défavoriserait la poursuite de cette activité motrice. Lors de cette période, le contrôle postural de la partie supérieure du tronc est atteint, c'est-à-dire que l'enfant est capable de lever sa poitrine du sol. Il est aussi capable de s'asseoir avec aide et de bouger ses jambes.

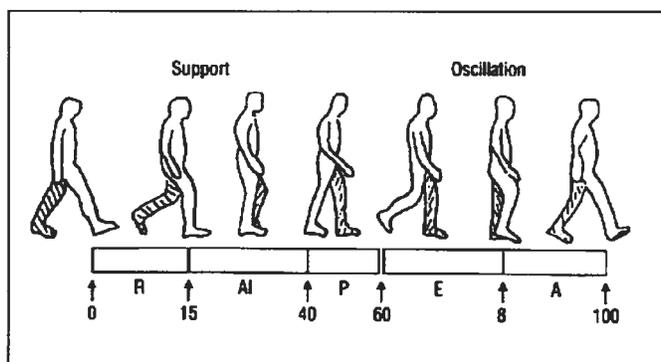
### **2.4.2 La marche entre 4 et 8 mois**

La période entre 4 et 8 mois de vie est considérée comme étant inactive en ce qui a trait au développement de la marche. Toutefois, l'enfant exécute des mouvements de flexion-extension des jambes lorsqu'il est en position couchée. Le

nourrisson cherche à explorer son environnement. Même s'il ne peut pas encore marcher, l'enfant fait des efforts actifs de déplacement (se déplace sur le ventre). Le contrôle postural du tronc et des jambes est acquis, c'est-à-dire que l'enfant est capable de s'asseoir seul, de se tenir debout avec aide et de rouler sur le côté.

### **2.4.3 La marche non indépendante**

La marche non indépendante peut débuter aussi précocement que le 8<sup>ième</sup> mois de vie. Elle est caractérisée par la nécessité d'un appui externe pour maintenir la position verticale. Une fois que le déplacement par reptation est acquis, il faut maîtriser le contrôle de l'équilibre et de la coordination de la marche. Comme la marche de l'adulte, celle de l'enfant comporte deux phases, la phase d'appui au sol (support) et celle de balancé (oscillation), voir la figure 2.1. Toutefois, lors des premiers déplacements de l'enfant, celui-ci ne fait pas de « contact talon » lors de la pose du pied au sol, ce contact est plutôt avec le bout ou la plante du pied. Une extension importante est maintenue à la hanche, au genou et à la cheville afin de lutter contre la gravité. Il ne semble pas avoir de dissociation segmentaire : soit il y a une triple flexion (cheville, genou, hanche), soit une triple extension. Bref, ce sont les orteils qui touchent le sol en premier, donc le pied est déjà en flexion plantaire. Cette position du pied serait maintenue par une contraction des muscles agonistes et antagonistes de la jambe (triceps sural et tibial antérieur). Cette co-activation permettrait à l'enfant de maintenir sa position debout et, par la même occasion, de stabiliser la cheville. Les premiers pas des enfants sont très hésitants et courts, le corps est penché vers l'avant et les bras sont écartés latéralement du corps pour assurer l'équilibre. La durée du cycle de marche est prolongée, car l'enfant prend beaucoup de temps avant de compléter un cycle. À chaque pas, le pied est levé très haut alors que les bras (placés horizontalement et sur le côté) semblent servir de balancier. L'enfant donne l'impression d'être toujours en train de rattraper la chute de son centre de gravité et ce, à chacun des pas.



**Figure 2.1 :** Phases et périodes d'un cycle de marche. Adapté de Allard et Blanchi (1996). Les explications sont pour la jambe en blanc.

#### 2.4.4 Début de la marche indépendante

Comme mentionné précédemment, l'enfant devrait normalement marcher seul vers un an. Il augmente très rapidement sa vitesse de déplacement par une augmentation de la longueur de ses pas. Il diminue aussi l'écart latéral entre les pieds et l'amplitude de la levée des pieds. La durée du cycle de marche est réduite (Filion, 1993). Toutefois, les composantes de freinage et de propulsion à la cheville restent faibles (premier contact au sol se fait encore par le pied plat ou l'avant du pied). Le déplacement se fait comme pour récupérer une chute vers l'avant. L'aisance du déplacement se traduit par l'utilisation décroissante des bras dans le maintien de l'équilibre latéral et par la réduction de la largeur et la variabilité de la base d'appui, ce qui signifierait un meilleur contrôle de la posture et de l'équilibre. Vers deux ans, le talon touche le sol en premier. La longueur et la largeur des pas s'harmonisent et le contact au sol se fait du talon aux orteils, ce qui produit une marche plus naturelle avec une propulsion plus active. La co-contraction des muscles de la jambe (triceps sural et tibial antérieur) diminue favorisant un mouvement plus fluide au niveau de la cheville. À trois ans, la marche devient automatique avec le balancement alternatif des bras et des pas de longueur, de largeur et de hauteur relativement uniformes. Vers quatre ans, la marche de l'enfant ressemble à celle de l'adulte. Les pas sont rythmés et le pied joue son rôle normal dans le freinage et la propulsion. À sept ans, l'enfant a une démarche en tout point semblable à celle de l'adulte (Romkes et Brunner, 2002). La variable la plus

pertinente pour quantifier la locomotion est la cinétique. La puissance développée par les muscles peut être quantifiée (Winter, 1991). La figure 2.2 représente les puissances articulaires développées lors d'un cycle de marche chez 19 adultes en santé (Winter, 1991). Les différentes « bouffées » d'énergie dans le cycle de marche sont : à la cheville A1 et A2, au genou K1, K2, K3 et K4 et à la hanche H1, H2 et H3. La « bouffée » A1 est réalisée par une contraction excentrique (énergie absorbée) des fléchisseurs plantaires afin de ralentir la descente du pied et de contrôler le mouvement du tibia autour de la cheville. La « bouffée » A2 est associée à une contraction concentrique (énergie générée) des fléchisseurs plantaires pour propulser le corps vers l'avant. La « bouffée » K1 est réalisée par une contraction excentrique des extenseurs du genou afin d'absorber l'impact et d'amortir la descente du centre de masse (COM) lors de la mise en charge. La « bouffée » K2 correspond à une contraction concentrique des extenseurs du genou pour remonter le COM par une extension de la jambe. Par la suite, une contraction excentrique des extenseurs du genou (« bouffée » K3) permet de ralentir la flexion du genou causée par A2. Finalement, la « bouffée » K4 est associée à une contraction excentrique des fléchisseurs du genou afin de ralentir la jambe en fin de balancée. Pour ce qui est de la hanche, la « bouffée » H1 est générée par une contraction concentrique des muscles extenseurs de la hanche afin de tirer le tronc au-dessus de l'appui, la « bouffée » H2 est associée à une absorption d'énergie des fléchisseurs de la hanche pour les préparer à générer de l'énergie lors de la phase suivante. Finalement, la « bouffée » H3 est réalisée par une contraction concentrique des fléchisseurs de la hanche afin de tirer la cuisse vers l'avant.

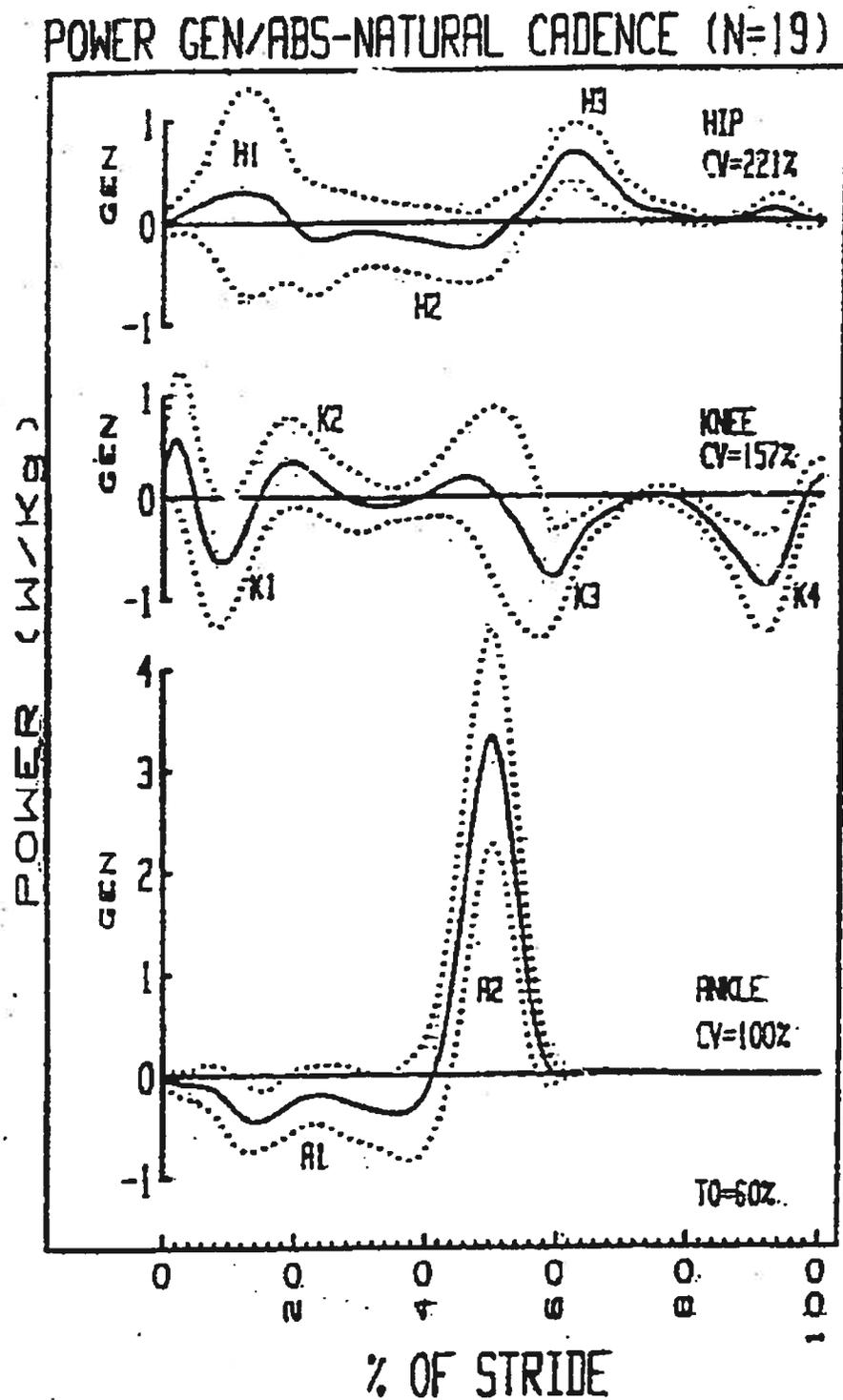


Figure 2.2 : Courbes de puissance à la hanche, au genou et à la cheville. Adapté de Winter (1991).

## 2.5 Marche chez les enfants DMC

Poursuivons maintenant avec les principales caractéristiques de la marche chez les enfants avec DMC. En général, les enfants DMC avec diplégie spastique sont moins actifs physiquement que leurs pairs non-handicapés (Van den Berg-Emons, Saris, de Barbanson, Westerterp, Huson et Van Baak, 1995). Ils seraient moins actifs parce que le coût énergétique de la marche serait trois fois plus grand que pour les enfants normaux (Mossberg et al., 1990). Ce coût énergétique serait toutefois diminué avec le port d'une orthèse tibiale (Mossberg et al., 1990). C'est donc dire que si l'on compare la journée d'un enfant DMC avec celle d'un enfant normal, l'énergie dépensée par l'enfant DMC sera beaucoup plus grande même si les activités effectuées sont les mêmes. De plus, la fatigue et la faiblesse musculaire ont longtemps été reconnues comme des caractéristiques importantes des enfants spastiques (Damiano et Abel, 1998). À cause de cette faiblesse, mais aussi à cause de la spasticité et de l'incoordination, plusieurs enfants DMC ont des difficultés avec les activités telles que marcher indépendamment, monter des escaliers, courir ou se promener de façon sécuritaire sur un terrain accidenté (Dodd, Taylor et Damiano, 2002). En fait, plus de 50% des enfants DMC ne peuvent marcher qu'en utilisant des aides techniques (Schendel et al., 2002). Le désordre du mouvement varie à court terme avec la santé, la fatigue, la motivation, l'humeur et l'environnement et à long terme avec le développement moteur (Blair et Stanley, 1997). La variabilité des paramètres de marche est d'autant plus grande que l'atteinte neurologique est sévère. Cette dernière varie considérablement d'un enfant à l'autre. Le type et la gravité de l'atteinte influencent le pronostique de marche. Selon Becher (2002), le pronostique pour la marche indépendante chez les DMC est de 100% pour les hémiplégiques, 85% pour les diplégiques et 0% pour les quadraplégiques. Les enfants spastiques ont des mouvements lents et raides, causé par 1) la spasticité, 2) le patron anormal de l'activation des muscles (c'est-à-dire les pertes de contrôle des muscles sélectionnés et l'apparition de patrons primitifs de réflexes), 3) la co-contraction excessive, 4) la diminution de la force des agonistes (un tonus musculaire anormal) et 5) les réactions d'équilibre déficientes (Damiano, Martellotta, Sullivan, Granata et Abel, 2000).

Bref, chez les enfants DMC, la marche normale est compromise à cause d'une augmentation de l'activité réflexe, d'un maintien de l'activation musculaire prolongée et d'une perte de flexibilité (Filion, 1993). Après avoir énuméré les caractéristiques physiologiques, voyons les particularités cinétiques et cinématiques. Typiquement, l'enfant diplégique augmente la génération d'énergie à la hanche dans la première phase de double support pour compenser la faible génération de puissance par les fléchisseurs plantaires qui arrive simultanément avec la jambe opposée. Les fléchisseurs plantaires des enfants DMC sont capables de générer seulement 1/3 de la puissance requise pour la marche (Carmick, 1995b). En outre, les enfants DMC ont une diminution de la vitesse de marche, une réduction de la longueur d'enjambée et de pas, une diminution du pourcentage de temps passé en phase de simple support, ainsi qu'une réduction de l'amplitude articulaire (Damiano et Abel, 1998). Il y a plusieurs patrons de marche connus chez les DMC, toutefois, nous allons nous intéresser seulement qu'aux deux patrons les plus communs: la marche en équin et la marche en triple flexion.



**Figure 2.3 :** Marche en équin.  
Adapté de Becher (2002).



**Figure 2.4 :** Marche en triple flexion.  
Adapté de Abel et al. (1998).

### 2.5.1 Marche en équin

La marche en équin (Figure 2.3) est le patron le plus commun des chez les enfants spastiques (Metaxiotis, Accles, Siebel et Doederlein, 2000). En effet, chez les enfants DMC avec diplégie et hémiplegie spastiques, les contractures musculaires au niveau du triceps sural peuvent résulter en une flexion plantaire excessive et une marche en équin (Orenduff et al., 2002; Bang et al., 2002; Koman et al., 2001). La marche normale est ainsi compromise par la présence d'une contraction de la loge postérieure de la jambe précédant le contact au sol, rendant alors problématique la dorsiflexion requise. Le premier contact au sol se fait donc par les orteils. L'enfant pivote sur le point fixe que constitue l'appui sur les orteils et il n'y a donc pas de déroulement du pied. Il marche en courant plus ou moins après son centre de gravité. Toutefois, si l'enfant marche lentement et fait attention, il peut dérouler le pied assez correctement, mais cet effort d'attention et cette lenteur ne peuvent être maintenus longtemps, car ils sont trop coûteux énergiquement. Il lui est beaucoup plus facile et spontané de marcher sur la pointe du pied (Hyon-Jomier, 1984). La marche en équin amène une plus petite base de support, donc une diminution de l'équilibre, ce qui augmente les risques de chutes. Kerrigan et al., (2000) a comparer les cycles de marche de danseurs de ballet, marchant sur « demi-pointe » à celui de la marche normale. Ils rapportaient une augmentation du moment des fléchisseurs plantaires lors du freinage, chez les danseurs, ainsi qu'une diminution du moment en flexion plantaire lors de la propulsion. Donc, d'une façon ou d'une autre, le corps cherche à compenser pour les modifications qu'on lui impose. La marche en équin produit une hyperextension du genou lors de la phase de support, causée par une laxité des tissus mous (Bang et al., 2002). Bref, la marche en équin amène moins de mouvements du pied. Ce dernier reste relativement fixe, il est maintenu en flexion plantaire par une co-activation des fléchisseurs dorsaux et plantaires. Kerrigan et al., (2000) ont observé une diminution de la longueur des pas et de la base de support, une plus grande absorption d'énergie (A1), ainsi qu'une moins grande génération d'énergie à la cheville (A2). La marche en équin est aussi associée avec une diminution de la vitesse de marche, résultant d'une diminution de la longueur d'enjambée et à une

perte d'équilibre (Orendurff et al., 2002). Compte tenu des nombreux paramètres de la marche qui sont affectés, il peut résulter des problèmes au genou (une augmentation du moment extenseur au genou tend à imposer une hyperextension et prédispose à des blessures des structures postérieures, incluant la capsule articulaire) et à la cheville (fracture et dislocation), ainsi que des déformations permanentes au pied pouvant nécessiter des plusieurs interventions chirurgicales pour corriger les problèmes (Koman et al., 2001).

### **2.5.2 Marche en triple flexion**

La marche en triple flexion (Figure 2.4) est relativement peu documentée. Lors de cette marche, la hanche, le genou et la cheville sont toujours fléchies. Il y a aussi une rotation interne de la hanche, ce qui amène une réduction de l'amplitude de mouvement. La cheville et le pied peuvent montrer des difformités à la longue (Becher, 2002), réduisant ainsi la stabilité. La marche en triple flexion serait causée par une hyperactivité (Becher, 2002) ou de la spasticité (Steinwender et al., 2001) aux muscles gastrocnémiens et ischio-jambiers. Les enfants qui adoptent ce patron de marche présentent un haut risque de développer des raccourcissements du psoas, des ischio-jambiers et des gastrocnémiens; ce qui peut conduire à des contractures aux articulations de la hanche et du genou. Une puissance insuffisante du gastrocnémien due à une hyperactivité, peut être également présente.

## **2.6 Obstacles au maintien de la marche**

Dans cette section nous aborderons les principaux obstacles au maintien de la marche. Pour un enfant présentant une pathologie comme un DMC, une fois que la marche est acquise, il est important de la maintenir. Voici une liste des principaux obstacle.

- 1) Diminution de la densité osseuse (augmente les risques de fractures). La marche sans mise en charge, l'immobilisation, la malnutrition, un niveau de vitamine D inadéquat et l'utilisation d'anticonvulsants sont des facteurs qui ne favorisent pas la formation des os (Henderson, Lark, Gurka, Worley, Fung, Conaway, Stallings et Stevenson, 2002),
- 2) Fractures répétées (diminution de la qualité de vie),
- 3) La spasticité
  - a) Troubles d'activation musculaire,
  - b) Troubles de raideur musculaire,
  - c) Diminution de la longueur des muscles (favorise le développement de la marche en équin (Becher, 2002) et des déformations osseuses secondaires inévitables qui s'aggravent avec la croissance (Amiel-Tison, 1997)).
- 4) Faiblesse musculaire (provenant d'une masse musculaire peu développée, ce qui fait que le soutien du poids demande un effort permanent),
- 5) Douleurs de type courbature (résultant d'un déficit dans la croissance en longueur des muscles),
- 6) Croissance squelettique retardée (surtout chez les enfants hémiplegiques d'environ 7,3 mois entre les hémisphères gauche et droit (Doman Roberts, Vogtle et Stevenson, 1994)),
- 7) Asymétrie dans le patron de marche (trois plans de l'espace). Chez les enfants hémiplegiques, un débalancement lors de l'initiation de la marche amène une augmentation du risque de chute (Hesse, Reiter, Jahnke, Dawson, Sarkodie-Gyan et Mauritz, 1997 et White, Agouris, Selbie et Kirkpatrick, 1999). Quand ces enfants initient la marche avec la jambe saine, la marche est caractérisée par un haut degré d'incertitude dû à la faiblesse de la jambe de support, ainsi qu'une période plus courte, dans laquelle la jambe est en phase de balancé. Les enfants DMC préfèrent donc initier la marche avec la jambe atteinte.,
- 8) Co-contraction (augmentation de la raideur articulaire, ce qui limite la production de force efficace pour produire le mouvement (Damiano et al., 2000)).

## **2.7 Traitements contre la spasticité**

Il est important, lors d'un traitement, de voir l'enfant dans sa globalité, c'est-à-dire de tenir compte de : capacités intellectuelles, comportement, environnement social, degré d'autonomie, troubles de langage, troubles de l'audition, troubles de vision, comitialité, état général, appareillage, interventions orthopédiques, traitements médicamenteux, réadaptation, etc. Chaque variable précédemment énumérée peut influencer la façon de traiter l'enfant. Les traitements afin de contrer la spasticité sont nombreux et variés. Il y a les traitements non-chirurgicaux (étirements musculaires, médicamenteux, plâtres inhibiteurs, etc.) et chirurgicaux (allongement du tendon d'Achille, rhizotomie partielle sensitive, etc.). Dans les sections suivantes, les principaux traitements seront présentés.

### **2.7.1 Étirement et entraînement musculaire**

Les étirements et l'entraînement musculaire sont des moyens de traiter la spasticité. Tardieu, Lespargot, Tabary et Bret (1988) ont regardé l'effet d'un étirement du soléaire au-delà de la longueur seuil minimale. Ils ont trouvé qu'il faut au moins 6 heures d'étirement par jour pour éviter le rétrécissement musculaire. Ils n'ont cependant pas de résultats pour les autres muscles. Pour ce qui est de l'entraînement musculaire, plusieurs études ont rapporté des résultats positifs sur l'augmentation de la force au niveau des muscles spastiques. Aucune n'a reporté d'effets négatifs sur l'augmentation de la spasticité (Dodd et al., 2002). Damiano et al., (2000) rapportaient que l'entraînement en force du quadriceps est associé à une augmentation de la longueur des pas à la marche à vitesses naturelle et/ou rapide.

## 2.7.2 Traitements médicamenteux

Les médicaments présentés ci-dessous (Baclofen, Dantrolène et Diazépam) sont des relaxants musculaires et ont pour but de réduire la spasticité. Le Baclofen (Lioresal) est ingéré soit oralement, soit par infusion intrathécale (sous-cutanée). Son action est efficace chez l'adulte, mais décevante chez l'enfant spastique. Les effets indésirables sont la détresse respiratoire, l'hypotonie majeure et le coma.

Le Dantrolène (Dantrium) est efficace chez l'adulte, mais trop peu étudié chez l'enfant. Il y a risque de troubles hépatiques sévères avec la prise de ce médicament.

Le Diazépam (Valium) est aussi prescrit pour contrer les troubles épileptiques; problèmes secondaires fréquents chez les enfants DMC. Ce médicament amène une diminution de l'hypertonie. Les effets indésirables sont : sédation excessive, faiblesse musculaire, ataxie, dépression, troubles du sommeil, etc. En résumé, il n'y a pas de traitements médicamenteux recommandés pour la spasticité chez l'enfant. Sauf le Valium semble efficace, mais il entraîne des troubles de sudation excessive chez les enfants (Amiel-Tison, 1997).

### 2.7.2.1 Toxine botulinique de type A

Selon Reddihough, King, Coleman, Fosang, McCoy, Thomason et Graham (2002), le traitement de premier choix, pour diminuer la spasticité des enfants DMC, est la Toxine botulinique de type A (Botox). Le Botox bloque le relâchement d'acétylcholine et cause temporairement la paralysie du muscle (paralysie complète pour une durée de 10 à 15 jours après l'injection et paralysie partielle d'une durée totale de 3 à 6 mois), ce qui diminue la spasticité et améliore les fonctions à court terme. Il est plus efficace chez les enfants DMC légèrement atteints et est contre-indiqué pour ceux de moins de 18 mois. Les injections de Botox sont faites en plein corps musculaire. La dose est calculée selon le poids, le volume du muscle infiltré, ainsi que le degré de spasticité. Les objectifs sont : 1) réduire les conséquences

fonctionnelles de la spasticité et 2) éviter les conséquences sur la croissance en augmentant l'étirement musculaire. Les effets sont, entre autres, une augmentation de la longueur du muscle (Reddihough et al., 2002), une diminution du tonus musculaire et une augmentation de la mobilité articulaire. Les effets secondaires sont: douleurs temporaires, irritations locales, constipation, faible fièvre, faiblesses aux extrémités et risque de chutes plus élevé dû à une diminution du tonus musculaire (Detrembleur, Lejeune, Renders et Van den Bergh, 2002). Toutefois, les parents sont plus satisfaits des traitements avec les injections de Botox qu'avec les autres traitements. Les résultats positifs varient de 54 à 70%. Donc, une diminution de la spasticité avec le Botox aide les enfants à avoir un patron de marche plus normal (Baker et al., 2002), améliore l'équilibre, augmente la vitesse de marche, augmente la longueur des pas. Bref, l'alignement en équin à la cheville (diminution des difformités dynamiques) est amélioré dans la phase de support et de balancée, améliorant ainsi la marche. Cette amélioration de la position du pied suggère que le contrôle musculaire de celui-ci et de la cheville est mieux adapté avec le blocage neuromusculaire du Botox. À long terme, les injections normalisent la locomotion, améliorent la croissance musculaire et rehaussent la qualité de vie. Malheureusement, le corps peut développer des anti-corps pour résister aux traitements utilisant le Botox. Ce dernier est aussi utilisé dans le traitement d'une variété de désordres tels que la dystonie, la dysphonie, l'achalasie ainsi que plusieurs autres (Koman et al., 2001).

### **2.7.3 Traitements orthopédiques**

Les plâtres inhibiteurs (Ricks et Eilert, 1993) sont fréquemment utilisés, soit seuls ou avec des injections de Botox. Le but des plâtres est d'obtenir une position neutre du pied. Selon Pohl et al., (2002), les plâtres inhibiteurs associés avec le Botox offriraient de meilleurs résultats que le plâtre seul. Cette union diminuerait la durée des traitements ainsi que les complications et prolongerait l'efficacité. Ce traitement augmenterait également l'amplitude de mouvement à la cheville. Cette

augmentation serait due à une réduction du tonus musculaire ainsi qu'à une amélioration de la flexibilité.

#### **2.7.4 Traitements chirurgicaux**

La chirurgie est une autre technique de réduction de la spasticité. Les résultats sont variables cependant. Les deux principales techniques sont :1) couper le gastrocnémien, allonger le tendon d'Achille (Orendurff et al., 2002) et 2) la rhizotomie partielle sensitive. La technique d'allongement peut résulter en un affaiblissement général de l'enfant très pénible et difficilement récupérable. Le second traitement, la rhizotomie partielle sensitive, consiste à couper les afférences sensitives de la « couette de cheval » (où sortent les nerfs au niveau du sacrum), diminuent ainsi la spasticité. Par contre, cette technique augmente le risque de faiblesse et d'incoordination musculaire (Petersen et Palmer, 2001).

### **2.8 Orthèses**

Il y a plusieurs types d'orthèses pour les enfants DMC : orthèses plantaires, orthèses supramalleolaires, orthèses tibiales, etc. Nous aborderons plus en détails les orthèses tibiales dans les prochaines pages, car elles sont le plus largement prescrites et utilisées dans notre centre. Le but de ces orthèses est de prévenir les difformités et d'assurer un support normal pour l'articulation de la cheville. Le but est de favoriser un patron de marche plus naturel. Deux sortes d'orthèses tibiales seront présentées dans les prochains paragraphes, les OTF et les OTA.



**Figure 2.5 :** Orthèse tibiale articulée (OTA).

### **2.8.1 Orthèse tibiale fixe**

Les OTF sont faites de polypropylène et de bandes velcro. L'orthèse, fait en forme de botte, monte jusqu'au  $\frac{3}{4}$  proximal de la jambe. Elles sont moulées dans un angle de  $90^\circ$  au niveau de la cheville. Les caractéristiques suivantes ont été trouvées en comparant la marche avec une OTF et la marche pieds nus. Elles favorise : une amélioration de la vitesse de marche, de la longueur de pas et du pourcentage de simple support (Abel et al., 1998). Cette augmentation de la phase de simple support amène une amélioration de la stabilité lors de la marche, ce qui entraîne une diminution de la dépense énergétique pendant la marche à vitesse naturelle (Mossberg et al., 1990). De leur côté, Harris et Riffle (1986) rapportent une amélioration de l'équilibre debout avec une OTF, comparativement à pieds nus. Butler et Nene (1991) présentent une amélioration du patron de marche à la cheville, c'est-à-dire un meilleur déroulement du pied (talon/orteil), amenant une élimination de la flexion plantaire prématurée (Abel et al., 1998), ainsi qu'une diminution de l'équin.

Comme l'orthèse est fixe, il n'y a pas de possibilité de génération active d'énergie à la cheville. Il y a donc, une diminution du contrôle actif de la cheville et

du pied, ce qui empêche la mobilité souhaitée et amène l'enfant à compenser par des mouvements du haut du corps. Ces mouvements peuvent être éventuellement à l'origine d'une déformation au niveau du dos, tel une lordose (Carmick, 1995a).

### 2.8.2 Orthèse tibiale articulée

Pour ce qui est des OTA (Figure 2.5), la structure externe est la même que l'orthèse fixe, à la différence qu'il y a un mécanisme articulaire au niveau des malléoles, ce qui permet un certain mouvement à la cheville. En fait, il n'y a pas de limitation mécanique en dorsiflexion, mais plutôt en flexion plantaire. Une des caractéristiques d'une OTA est un étirement du triceps sural (Weber, 1991) par une dorsiflexion plus grande. Comparativement au port d'une OTF, l'OTA amène un mouvement plus naturel à la cheville pendant la phase d'appui, une plus grande symétrie des mouvements des membres inférieurs (au niveau des angles de la cheville) et une diminution du moment extenseur au genou pendant l'appui (Middleton, Hurley et McIlwain, 1988). Ce moment peut causer une hyperextension du genou et des troubles associés lors de la marche avec une OTF. L'OTA entraîne une augmentation de la longueur des pas (Carmick, 1995a) et une plus grande génération d'énergie des fléchisseurs plantaires comparativement à la marche avec une OTF (Rethlefsen et al., 1999). Une diminution de l'angle de flexion plantaire au contact initial du pied amène un meilleur contrôle de la flexion plantaire excessive dans la phase de balancement (Romkes et Brunner, 2002). Maltais, Bar-Or, Galea et Pierrynowski (2001) rapportent une diminution de la consommation d'oxygène à la marche à vitesse lente ou rapide avec le port d'une OTA.

### Chapitre 3 : Méthodologie

Neuf enfants (6 garçons et 3 filles) âgés entre 4 et 15 ans (moyenne d'âge 7,7  $\pm$  3,3 ans; taille 1,20  $\pm$  0,18 m; poids 26,1  $\pm$  9,8 kg) présentant un DMC ont accepté de participer à cette étude. Quatre diploïques et cinq hémiparésiques spastiques ont été recrutés par l'intermédiaire du programme de DMC du Centre de Réadaptation Marie-Enfant et du Centre Mackay. Tous les participants et leurs parents ont signé un formulaire de consentement, approuvé par le comité d'éthique de recherche de l'Hôpital de Sainte-Justine. Les critères d'inclusions étaient: 1) l'utilisation régulière d'une ou de deux OTA, 2) la capacité de se déplacer sans marchette ou canne(s) sur une distance de cinq mètres, 3) aucune blessure, traumatisme ou chirurgie aux membres inférieurs durant les six derniers mois, 4) aucun traitement au Botox depuis trois mois et 5) une compréhension et une collaboration suffisante de la part de l'enfant.

Une session de 90 minutes a été réalisée au laboratoire d'analyse du mouvement du Centre de Réadaptation Marie Enfant. L'évaluation biomécanique de la marche s'est déroulée sous deux conditions présentées dans un ordre aléatoire pour chacun des sujets. Pour une de ces deux conditions, l'OTA était libre de bouger, alors que pour l'autre, le mécanisme d'articulation était bloqué à l'aide d'une bande adhésive. Ce procédé était assez rigide pour recréer l'effet d'une OTF. Les sujets devaient marcher à leur vitesse naturelle sur une distance de cinq mètres. Un minimum de trois pas était requis avant que le sujet atteigne chacune des plates-formes. Pour qu'un essai soit considéré comme réussi, la totalité du pied devait entrer en contact avec chacune des plates-formes. Un minimum de 4 essais réussis devait être complétés avant de passer à l'autre condition. Un temps de récupération d'environ 10 minutes était alloué entre les situations expérimentales.

Un système d'analyse de mouvement (VICON 512<sup>TM</sup>, Oxford Metrics, U.K.) de 8 caméras a été utilisé pour enregistrer le déplacement de 32 marqueurs réfléchissants (diamètre = 14mm) à une fréquence d'enregistrement de 60 Hz. La figure 3.1 illustre le placement des marqueurs sur les sujets.



**Figure 3.1 :** Placement des marqueurs sur un sujet.

Les forces de réaction au sol et les moments de force furent enregistrés, à 960 Hz, à l'aide de deux plates-formes de force (Model OR6-5, Advanced Mechanical Technology Inc, USA). Les variables cinétiques (moment et puissance) à la cheville, au genou et à la hanche furent estimées par des calculs de dynamique inverse basés sur le modèle anthropométrique Plug-in-Gait de VICON. Les puissances articulaires ( $P_j$ ) furent calculées par le produit du moment de force ( $M_j$ ) et de la vitesse angulaire ( $\omega_j$ ), selon la formule suivante :

$$P_j = M_j \cdot \omega_j \quad \text{Eq. 1}$$

Quand le moment et la vitesse ont la même polarité, la puissance est positive et est décrite comme une génération d'énergie (contraction concentrique). Par contre, quand le moment et la vitesse ont une polarité inverse, il s'agit d'une absorption

d'énergie décrite comme étant une contraction excentrique (Winter, 1985). L'intégration par rapport au temps de  $P_j$  rapporte le travail ( $W$ ) fait à l'articulation, exprimé par la formule suivante :

$$W = \int P_j \cdot dt \quad \text{Eq. 2}$$

La contribution d'énergie positive à la cheville ( $A_R$ ) par rapport à l'énergie totale générée par les membres inférieurs a été calculée selon la formule suivante :

$$A_R = A2/(A2+H1+H3) \quad \text{Eq. 3}$$

Où  $A2$  est une contraction concentrique des fléchisseurs plantaires,  $H1$  est une contraction concentrique des extenseurs de la hanche et  $H3$  est une contraction concentrique des muscles fléchisseurs de la hanche. Les variables spatio-temporelles de la marche, tels que: la vitesse, la longueur et la cadence des pas, ainsi que les phases de simple et double support ont été calculées. Les données cinématiques et cinétiques ont été normalisées à 60% de la phase de support et à 40% de celle de balancé. Les données cinétiques ont été normalisées pour la masse corporelle.

Afin de comparer les paramètres mécaniques (travail) et spatio-temporelles des deux conditions expérimentales, mais aussi le type de DMC (diplégie ou hémiparésie), le logiciel Statistica (Statistica, Stasoft Inc, Tulsa, OK) fut utilisé, pour faire les tests non-paramétriques pour mesures répétées de Wilcoxon, Le seuil de signification a été fixé à  $P < 0,10$ .

## Chapitre 4 : Article

### **Kinetic and kinematic analysis of gait pattern in subjects with cerebral palsy: comparison of the fixed and hinged ankle-foot orthoses.**

*Annik Gibeau, BSc<sup>1,2</sup>, Danik Lafond, PhD<sup>2</sup>, Michèle Lacoste, OT<sup>2</sup>,  
Gaétan Filion, MD<sup>2</sup> and François Prince, PhD<sup>1,2,3</sup>*

<sup>1</sup> Department of Kinesiology, University of Montreal, P.O. Box 6128, Montreal, Quebec, Canada H3C 3J7

<sup>2</sup> Movement Laboratory, Marie Enfant Readaptation Center, 5200 Bélanger Est, Montreal, Quebec, Canada, HIT 1C9

<sup>3</sup> Department of Surgery, University of Montreal, P.O. Box 6128, Montreal, Quebec, Canada H3C 3J7

## 4.1 Introduction

Cerebral Palsy (CP) is the most common physical disability in childhood with an incidence of is 2:1000 live births<sup>1,2</sup>. In regard to topographic classification, the prevalence of diplegia is 44% and the prevalence of hemiparesis is 33%<sup>2</sup>. Two principal gait patterns associated with CP are equinus foot and triple flexion<sup>2,3</sup>. Equinus foot deformity is the most common problem in spastic CP children<sup>4</sup>. Normal walking is then compromised by abnormal contraction of the posterior leg muscles leading children to walk on their toes<sup>5,6</sup>. In contrast, triple flexion walking is associated to an abnormal activity of the psoas and hamstring muscles<sup>2</sup>.

More than 50% of CP children either use assistive devices to ambulate or are unable to walk independently<sup>7</sup>. The technical aid most frequently used is the ankle-foot orthoses, but their relative prescription compared to other treatments is not well documented. The common goal of the fixed (FAFO) and hinged (HAFO) ankle-foot orthoses is to increase stability of the foot by creating a mechanical support at the ankle to allow a more natural gait pattern<sup>8</sup>. The effects of ankle-foot orthoses on gait temporal distance parameters (cadence, stride length, velocity) have been extensively studied<sup>9-22</sup>. It was reported that FAFO increase the duration of the single support phase and reduce the excessive plantar flexion compared to barefoot gait<sup>9</sup>. However, HAFO increases the stride length and improves the symmetry of the lower limbs movements compared to a FAFO in diplegic children<sup>23</sup>.

Analysis of joint kinetics provides explanation about how the movement is performed and is associated with the particular type of muscle contraction. Net power generation is associated with concentric muscular contraction whereas net power absorption is associated to eccentric muscular contraction. At the authors knowledges, very few studies have been conducted to study joint power in CP children gait (Table 4.1). Davids et al.<sup>12</sup> found a lower peak ankle power generation in diplegic CP children compared to normal subjects. Olney et al.<sup>17</sup> showed that hemiplegic children decreased their ankle energy generation and increase their hip

energy generation compared to non-disabled children. There are also few studies that reported the effects of ankle-foot orthoses on the joint powers. Romkes et Brunner<sup>19</sup> found that ankle work is decrease with the HAFO compared to barefoot in hemiplegic children. Rethlefsen et al.<sup>18</sup> showed that HAFO provides greater peak work generation at the ankle compared to a FAFO for diplegic subjects. However, systematic comparisons between the FAFO and HAFO gait based on lower limb joints mechanical work analysis have not been performed in diplegic and hemiparetic CP children. The purpose of this study is to perform systematic comparisons of FAFO and HAFO gait on spatiotemporal variables and joints mechanical work in spastic diplegic and hemiparetic CP children.

Table 4.1. Studies reporting analysis of lower limb joint power profiles during gait in cerebral palsy children.

Authors	Subjects	Conditions	Ankle peak (W/kg)		Knee peak (W/kg)		Hip peak (W/kg)	
			Abs	Gen	Abs	Gen	Abs	Gen
Abel et al. <sup>9</sup>	35D	FAFO		0.89 (0.35)				
Davids et al. <sup>12</sup>	15D	Barefoot	-1.4 (0.96)	1.3 (0.5)	-1.82		0.17(0.07) <sup>H3</sup>	
	32C				(0.83) <sup>K3</sup>			
Rethlefsen et al. <sup>18</sup>	21D	FAFO		0.8 (0.3)				
		HAFO		1.3 (0.4)				
Romkes et Brunner <sup>19</sup>	12H	HAFO	-1.50 (0.84)	0.87 (0.42)				
		Barefoot	-2.31 (0.74)	0.91 (0.36)				
Steinwender et al. <sup>20</sup>	44D	Barefoot		0.5 (0.4)			0.4 (0.3) <sup>H1</sup>	
	16C			1.2 (0.5)				
			Ankle energy (J/kg)		Knee energy (J/kg)		Hip energy (J/kg)	
Olney et al. <sup>17</sup>	10H	Barefoot	-0.123 (0.044)	0.020 (0.074)	-0.309 (0.076)	0.076 (0.043)	-0.086 (0.045)	0.278 (0.104)

Data are means ± SD. FAFO = fixed ankle-foot orthoses; HAFO = hinged ankle-foot orthoses; H=hemiplegic cerebral palsy, D=diplegic cerebral palsy, C=control; K3= knee energy absorption by knee extensors; H1 = hip energy generation by hip extensors; H3 = hip energy generation by hip flexors.

## 4.2 Methodology

Nine CP children (6 boys and 3 girls; 4 diplegics and 5 hemiparetics) aged between 4 and 15 years (mean  $\pm$  SD; age  $7.7 \pm 3.3$  years; height  $1.20 \pm 0.18$  m; weight  $26.1 \pm 9.8$  kg) were recruited through the Marie Enfant Rehabilitation Center and Mackay Center. All participants and their parents signed a consent form approved by the ethical committee. The inclusion criteria were as follow: (1) all children had be ambulant with a diagnosis of spastic diplegia or hemiparesis; (2) able to walk without assistance for a distance of five meters, (3) report no musculoskeletal injury, traumatism or surgery at the lower limbs for the last six months, and (4) had not received Botox treatment since the last three months.

Sessions of 90 minutes were conducted at the Gait and Posture Laboratory of Marie Enfant Rehabilitation Center. Biomechanical gait evaluation was done under two conditions presented in a permuted order for each subject according to the type of ankle-foot orthoses (HAFO and FAFO). To produce a FAFO, the HAFO was fixed with an adhesive band in the ankle neutral position (90 degrees). Subjects were instructed to walk at their self-selected speed for a distance of five meters. A minimum of three steps was required before the subject reaches the force platforms. A trial was accepted when the entire foot was placed within the surface area of one of the two force platforms. A minimum of 3 successful trials, each containing a single right and left gait cycle, were recorded for the FAFO and HAFO gait.

A movement analysis system (VICON 512<sup>TM</sup>, Oxford Metrics, U.K.) of 8 cameras was used to record the displacement of 32 reflective markers (diameter = 14mm) at a sampling frequency of 60 Hz. The ground reaction forces and moments were collected at 960 Hz using two adjacent force platforms (Model OR6-5, Advanced Mechanical Technology Inc, USA). The kinetic variables (moment and power) at the ankle, knee and hip were estimated bilaterally using the inverse dynamic approach. Kinetic data were normalized to body mass. Negative work can be related to eccentric contraction whereas positive work is related to concentric contraction of muscle groups overlying the joint. The time integral of the power

curve yields the amount of energy (J/kg) generated or absorbed at the articulation. The relative ankle energy contribution ( $A_R$ ) with respect to the total energy generated in the lower limb was calculated according to the following formula<sup>24</sup>:

$$A_R = A_2 / (A_2 + H_1 + H_3) \quad \text{Eq. 1.}$$

where  $A_2$  = ankle energy generation by the ankle flexors plantar (J/kg),  $H_1$  = hip energy generation by the hip extensors (J/kg),  $H_3$  = hip energy generation by the hip flexors (J/kg).

Spatiotemporal gait variables (velocity, stride length, cadence, stance phase and double support phase duration) were calculated. Wilcoxon's signed-rank test was used to compare the orthoses conditions. Statistical significance was assumed at  $P < 0,10$  (2-tailed).

### 4.3 Results

Comparisons between HAFO and FAFO gait on the basic outcome measures are presented in Table 4.2 for the diplegic and hemiparetic CP children. There is no significant difference between FAFO and HAFO gait for the walking velocity, cadence, stride length and stance time for diplegic CP children. However, diplegic CP children decrease significantly the duration of the double-support phase with an FAFO compared to an HAFO. There is no significant effect on gait spatiotemporal parameters between FAFO and HAFO gait for hemiparetic subjects.

Table 4.2. Comparison of ankle-foot orthoses on spatiotemporal gait parameters for diplegic and hemiparetic children.

Variables	Diplegic		<i>P</i> <	Hemiparetic		<i>P</i> <
	FAFO	HAFO		FAFO	HAFO	
Velocity (m/s)	0.37 (0.03)	0.35 (0.09)		0.37 (0.17)	0.38 (0.15)	
Cadence (steps/min)	80.6 (7.1)	75.6 (19.6)		83.6 (21.8)	82.0 (19.0)	
Stride length (m)	0.28 (0.02)	0.28 (0.03)		0.26 (0.06)	0.27 (0.06)	
Stance time (%)	65.2 (4.5)	66.1 (4.0)		66.6 (5.2)	68.0 (6.2)	
Double support time (%)	33.7 (9.7)	39.3 (13.2)	0.07	31.4 (7.2)	30.4 (4.3)	
Toe clearance (mm)	74.94 (10.36)	78.96 (10.87)		80.41 (18.53)	83.34 (19.56)	

Data are means ( $\pm$  SD).

The normalized power profiles at the ankle, knee and hip joints of a typical hemiparetic subject are presented in Figure 4.1. Table 4.3 and 4.4 present the values of energy generated or absorbed (J/kg) at the ankle, knee and hip joints during FAFO and HAFO gait for diplegic and hemiparetic CP children.

For the diplegic subjects, the energy absorption at the ankle (A1) is significantly increased in the presence of a HAFO compared to a FAFO ( $P < 0.06$ ). For these subjects, there are no significant differences in the mechanical energy absorption or generation at the knee and hip joints between HAFO and FAFO.

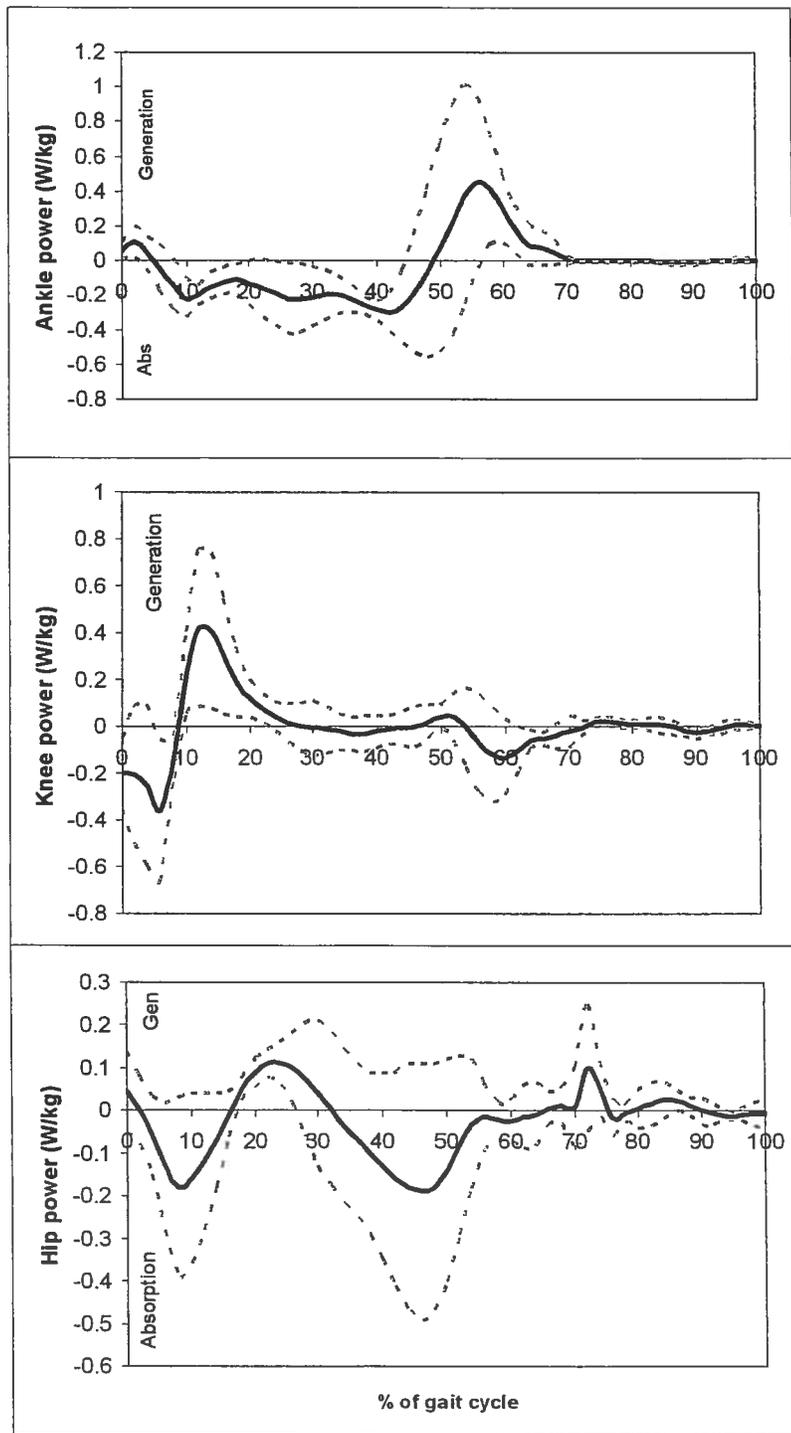


Figure 4.1A: Normalized power pattern for a typical subject with a HAFO while walking at his natural cadence. The average (black line)  $\pm$  the standard deviation (dotted line) over the gait cycle.

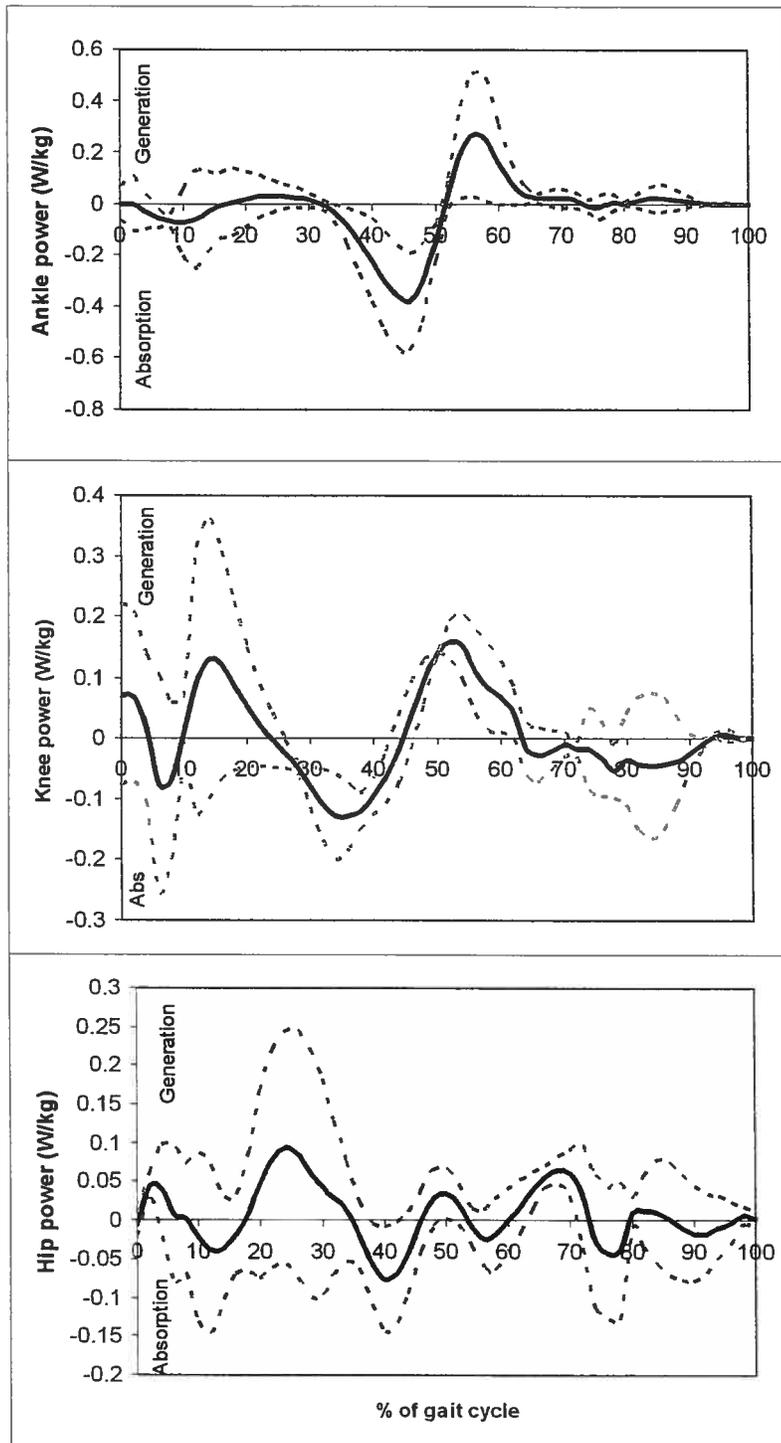


Figure 4.1B: Normalized power pattern for a typical subject with a FAFO while walking at his natural cadence. The average (black line)  $\pm$  the standard deviation (dotted line) over the gait cycle.

Table 4.3. Joint mechanical power in diplegic subjects gait with FAFO and HAFO.

Energy (J/kg)	FAFO	HAFO	<i>P</i> <
A1	-0.047 (0.015)	-0.064 (0.024)	0.06
A2	0.031 (0.014)	0.040 (0.019)	
K1	-0.010 (0.011)	-0.005 (0.005)	
K2	0.039 (0.027)	0.037 (0.029)	
K3	-0.028 (0.015)	-0.037 (0.021)	
K4	-0.008 (0.004)	-0.007 (0.004)	
H1	0.031 (0.018)	0.046 (0.040)	
H2	-0.028 (0.025)	-0.029 (0.023)	
H3	0.041 (0.013)	0.041 (0.014)	
A <sub>R</sub> (%)	31.42 (4.07)	33.43 (5.43)	

Data are means ( $\pm$  SD). Work burst labels are: A1 = energy absorption by the ankle dorsiflexors; A2 = energy generation by ankle plantar flexors; K1 = first energy absorption by knee extensors; K2 = energy generation by knee extensors; K3 = second energy absorption by knee extensors; K4 = energy absorption by knee flexors; H1 = first energy generation by hip extensors; H2 = energy absorption by hip flexor; H3 = second energy generation by hip extensors; A<sub>R</sub> = relative ankle contribution on the total energy generation.

Table 4.4. Joint mechanical power in hemiparetic subjects gait with FAFO and HAFO.

Work (J/kg)	FAFO		$P^*$	HAFO		$P^*$	$P^\dagger$
	affected	sound		affected	sound		
A1	-0.034 (0.008)	-0.087 (0.036)	0.04	-0.057 (0.024)	-0.107 (0.046)	0.08	0.08
A2	0.017 (0.007)	0.048 (0.026)	0.08	0.022 (0.016)	0.058 (0.035)	0.04	
K1	-0.007 (0.009)	-0.006 (0.004)		-0.008 (0.006)	-0.007 (0.005)		
K2	0.028 (0.023)	0.007 (0.006)	0.08	0.030 (0.017)	0.010 (0.008)		
K3	-0.010 (0.006)	-0.016 (0.016)		-0.008 (0.005)	-0.025 (0.027)		
K4	-0.004 (0.004)	-0.009 (0.009)		-0.004 (0.004)	-0.011 (0.010)		
H1	0.013 (0.007)	0.015 (0.026)		0.019 (0.019)	0.015 (0.021)		
H2	-0.025 (0.021)	-0.053 (0.040)	0.08	-0.022 (0.017)	-0.049 (0.051)		
H3	0.016 (0.011)	0.013 (0.004)		0.010 (0.009)	0.014 (0.005)		0.04
$A_R$ (%)	47.10 (18.36)	62.61 (21.08)		56.24 (27.05)	70.43 (24.40)		0.07

Data are means ( $\pm$  SD). \* affected vs. sound leg comparisons.  $^\dagger$  affected leg with FAFO vs. affected leg with HAFO comparisons. See Table 4.3 for work burst labels.

The effects each type of orthose (HAFO and FAFO) were compared for the hemiparetic subjects by systematic comparisons between the affected limb wearing an ankle-foot orthose and the sound limb. The ankle energy absorption (A1) is significantly lower on the affected limb compared to the sound leg, with the HAFO. The HAFO produces also a significant difference between the affected limb and the sound limb on A2. The AFO produces significant greater ankle energy absorption (A1), ankle energy generation (A2) and hip energy absorption (H2) on the affected limb compared to the sound leg. However, the FAFO produces a significant higher knee energy generation (K2) on the affected limb compared to the sound leg.

The differential effect of FAFO and HAFO was also compared on the affected leg of the hemiparetic subjects. Ankle energy absorption (A1) is increase with HAFO and  $A_R$  is significantly higher during HAFO gait and the second hip energy generation (H3) is significantly lower during HAFO gait.

#### 4.4 Discussion

It was reported that CP children have slower and less fluid movements than non-disabled children because of their abnormal muscle activation patterns. CP children demonstrate also impaired balance reactions<sup>25</sup>. Several studies quantified gait patterns associated with CP but very few performed a systematic analysis of acute ankle-foot orthoses gait pattern adaptations on diplegic and hemiparetic CP children. This present study reports several findings related to acute gait pattern adaptations associated with HAFO and FAFO. A differential effect between diplegic and hemiparetic CP children has been obtained toward an improvement of gait stability depending of the type of ankle-foot orthoses.

Adaptation toward a safer and more stable gait pattern in elderly was demonstrated by a decrease of the stride length, an increase of the double-support duration and a reduction of the ankle mechanical energy generation<sup>26</sup>. In diplegic CP children, a previous study demonstrated an increase of double-support phase duration compared to controls<sup>12</sup>. Then diplegic children improve their gait stability by increasing their double-support phase during barefoot gait. In the present study, the FAFO provides a better gait stability than the HAFO for the diplegic children, as showed by the reduction of the double-support phase duration. These results corroborated those of Rethlefsen et al.<sup>18</sup>. It was previously reported that FAFO induces a diminution of ankle contribution during gait<sup>23</sup>. Then, the FAFO may improve the self-confidence of diplegic CP children on their balance because of the reduced need to control the ankle which is already impaired. Analysis of mechanical power profiles in the present study showed that the ankle energy absorption (A1) was significantly increased with HAFO compared to FAFO in diplegic subjects. This

result is however not associated with an improvement in gait stability because of the restricted ankle joint motion with the FAFO.

Olney and al.<sup>17</sup> have reported the power profile of 10 hemiplegic children walking barefoot. They concluded that the hemiplegic children gait adaptation is related to a reduced ankle energy generation and an increased hip energy generation. Our results demonstrated that hemiparetic children increase their ankle energy generation and decrease their hip energy generation during HAFO gait compared to FAFO gait. Then, the HAFO in hemiparetic children induces acute adaptations toward a normal gait pattern. Another interesting result is the greater knee energy generation (K2) on the affected leg compared to the sound leg during the FAFO. The goal the second energy generation at the knee level, associated with a knee extension moment, is to move the center of mass (COM) upward during the single-support stance phase. To raise their COM during the affected limb single-support phase, it is possible that hemiparetic children increased the second knee energy generation to compensate for a lack of ankle propulsion due to the FAFO. Winter<sup>24</sup> reported that the  $A_R$  is approximately 60% of the total energy generated in non-disabled young adults during normal walking. The observations indicated that hemiplegic children walking barefoot have an  $A_R$  of only about 33% of the total energy generated<sup>17</sup>. In this study, the  $A_R$  contribution with the HAFO approaches the normal value (56% compared to 47% with the FAFO). Romkes and Brunner<sup>19</sup> analyzed the gait pattern of 20 hemiplegic CP children walking barefoot and with HAFO. The ankle energy generation was not significantly different, but the peak ankle energy absorption increased with HAFO and corroborates with our results.

A limit of this study is that it was carried out with only 9 subjects. To our knowledge, no study point out the duration of an adaptation period required by the ankle-foot orthoses used on the gait pattern. We counterbalanced the apparition order of the orthoses used to reduce the recent effect of the orthoses on our variables. An others limits could be the results from the placement of the markers on the orthoses, because the anatomic position must be estimated.

## 4.5 Conclusion

This study point out several findings related to acute ankle-foot orthoses gait adaptations in diplegic and hemiparetic CP children. For diplegic subjects, FAFO improved gait stability by increasing the double-support phase duration compared to HAFO. For the hemiparetic subjects, the HAFO allowed a more natural gait than a FAFO by increasing the ankle energy generation and by decreasing the hip energy generation. Further research is encouraged regarding a control group of non-disabled children and a group of CP children on the spatiotemporal and lower limbs kinetic variables when walking with FAFO and HAFO.

## 4.6 References

- 1) Wood, E., Rosenbaum, P. The gross motor function classification system for cerebral palsy: a study of reliability and stability over time. *Dev Med Child Neurol* 2000; 42: 292-296.
- 2) Becher, J.G. Pediatric rehabilitation in children with cerebral palsy: general management, classification of motor disorders. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 2002; 14: 143-149.
- 3) Koman, L.A., Brashear, A., Rosenfeld, S., Chambers, H., Russman, B., Rang, M., Root, L., Ferrari, E., Prous, J.G., Smith, B.P., Turkel, C., Walcott, J.M., Molloy, P.T. Botulinum toxin type A neuromuscular blockade in the treatment of equinus foot deformity in cerebral palsy: a multicenter, open-label clinical trial. *Pediatrics* 2001; 108: 1062-1071.
- 4) Metaxiotis, D., Accles, W., Siebel, A., Doederlein, L. Hip deformities in walking patients with cerebral palsy. *Gait Posture* 2000; 11: 86-91.
- 5) Orendurff, M.S., Aiona, M.D., Dorociak, R.D., Pierce, R.A. Length and force of the gastrocnemius and soleus during gait following tendo Achilles lengthenings in children with equinus. *Gait Posture* 2002; 15: 130-135.
- 6) Bang, M.S., Chung, S.G., Kim, S.B., Kim, S.J. Change of dynamic gastrocnemius and soleus muscle length after block of spastic calf muscle in cerebral palsy. *Am J Phys Med Rehabil* 2002; 81: 760-764.
- 7) Schendel, D.E., Schuchat, A., Thorsen, P. Public health issues related to infection in pregnancy and cerebral palsy. *Mental Retardation and Developmental Disabilities Research Reviews* 2002; 8: 39-45.
- 8) Crenshaw, S., Herzog, R., Castagno, P., Richards, J., Miller, F., Michaloski, G., Moran, E. The efficacy of tone-reducing features in orthotics on the gait of children with spastic diplegic cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 2000; 20: 210-216.
- 9) Abel, M.F., Juhl, G.A., Vaughan, C.L., Damiano, D.L. Gait assessment of fixed ankle-foot orthoses in children with spastic diplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 126-133.

- 10) Buckon, C.E., Sienko Thomas, S., Jakobson-Huston, S., Moor, M., Sussman, M., Aiona, M. Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic hemiplegia. *Dev Med Child Rehabil* 2001; 43: 371-378.
- 11) Churchill, A.J.G., Halligan, P.W., Wade, D.T. Relative contribution of footwear to the efficacy of ankle-foot orthoses. *Clin Rehabil* 2003; 17: 553-557.
- 12) Davids, J.R., Foti, T., Dabelstein J.P.T., Bagley, A. Voluntary (normal) versus obligatory (cerebral palsy) toe-walking in children: a kinematic, kinetic, and electromyographic analysis. *J Pediatr Orthop* 1999; 19: 461-469.
- 13) Dursun, E., Dursun, N., Alican, D. Ankle-foot orthoses: effect on gait in children with cerebral palsy. *Disabil Rehabil* 2002; 24: 345-347.
- 14) Franceschini, M., Massucci, M., Ferrari, L., Agosti, M., Paroli, C. Effects of an ankle-foot orthoses on spatiotemporal parameters and energy cost of hemiparetic gait. *Clin Rehabil* 2003; 17: 368-372.
- 15) Gök, H., Küçükdeveci, A., Altinkaynak, H., Yavuzer, G., Ergin, S. Effects of ankle-foot orthoses on hemiparetic gait. *Clin Rehabil* 2003; 17: 137-139.
- 16) Iwata, M., Kondo, I., Sato, Y., Satoh, K., Soma, M., Tsushima, E. An ankle-foot orthosis with inhibitor bar: effect on hemiplegic gait. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84: 924-927.
- 17) Olney, S.J., MacPhail, H.E.A., Hedden, D.M., Boyce, W.F. Work and power in hemiplegic cerebral palsy gait. *Phys Ther* 1990; 70: 431-438.
- 18) Rethlefsen, S., Kay, R., Dennis, S., Forstein, M., Tolo, V. The effects of fixed and articulated ankle-foot orthoses on gait patterns in subjects with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 1999; 19: 470-474.
- 19) Romkes, J., Brunner, R. Comparison of a dynamic and a hinged ankle-foot orthosis by gait analysis in patients with hemiplegic cerebral palsy. *Gait Posture* 2002; 15: 18-24.
- 20) Steinwender, G., Saraph, V., Zwick, E.B., Steinwender, C., Linhart, W. Hip locomotion in cerebral palsy crouch gait. *Gait Posture* 2001; 13: 78-85.
- 21) Tyson, S.F., Thornton, H.A. The effect of a hinged ankle foot orthosis on hemiplegic gait: objective measures and users opinions. *Clin Rehabil* 2001; 15: 53-58.

- 22) White, H., Jenkins, J., Neace, W.P., Tylkowski, C., Walker, J. Clinically prescribed orthoses demonstrate an increase in velocity of gait in children with cerebral palsy: a retrospective study. *Dev Med Child Neurol* 2002; 44: 227-232.
- 23) Carmick, J. Managing equinus in a child with cerebral palsy: merits of hinged ankle-foot orthoses. *Dev Med Child Neurol* 1995A; 37: 1006-1019.
- 24) Winter, D.A. The biomechanics and motor control of human gait: normal elderly and pathological, 2<sup>nd</sup> Ed. University of Waterloo Press, Waterloo, Ontario. 1991.
- 25) Damiano, D.L., Martellotta, T.L., Sullivan, D.J., Granata, K.P., Abel, M.F. Muscle force production and functional performance in spastic cerebral palsy: relationship of cocontraction. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81: 895-900.
- 26) Winter, D.A., Patla, A.E., Frank, J.S., Walt, S.E. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther* 1990; 70: 340-347.

## Chapitre 5 : Discussion

Plusieurs études ont analysé les patrons de marche des enfants DMC, mais très peu ont étudié les adaptations aiguës du patron de marche avec orthèses tibiales chez ceux présentant une diploégie ou une hémiparésie spastique. Cette étude présente plusieurs résultats liés aux adaptations aiguës du patron de marche avec une OTA et une OTF. Un effet important a été observé entre les enfants DMC avec diploégie et ceux avec hémiparésie spastique qui tend vers une amélioration de la stabilité lors de la marche, dépendamment du type d'orthèses tibiales utilisé.

Dans la présente étude, les sujets avaient tous comme consigne de marcher à vitesse naturelle. Les sujets se déplaçaient toutefois à une très faible vitesse. Cette faible vitesse de marche est reliée à une diminution de la cadence et de la longueur d'une enjambée. En général, les enfants DMC, en comparaison avec les enfants en santé, ont des mouvements plus lents et moins fluides. Ceci est dû à de la spasticité et à un patron d'activation musculaire anormal. Les enfants DMC présentent également des réactions d'équilibre déficientes, probablement causées par un débalancement des muscles agonistes et antagonistes (co-contraction) aux diverses articulations (Damiano et al., 2000). Mossberg et al., (1990) confirmaient que les enfants DMC marchent approximativement deux fois plus lentement que les enfants en santé. Toutefois, en regard aux données du Tableau 1.1 (Page 3), on constate que les sujets de notre étude ont une vitesse, une cadence et une longueur de pas semblables à celles de personnes âgées. Cette diminution de la vitesse de marche serait probablement causée par la même adaptation qu'utilisent les aînés (diminution de la vitesse de marche afin de réduire le risque de chute). Cette adaptation permettrait un patron de marche plus stable par une diminution de la longueur d'une enjambée. Donc, nos sujets DMC ayant déjà des mouvements ralentis, diminueraient encore leur vitesse de marche, par une diminution de la longueur des enjambées, afin de leur permettre d'augmenter la stabilité et l'équilibre lors de la marche.

Comme expliqué précédemment, l'adaptation vers un patron de marche plus sûr et plus stable chez les personnes âgées a été démontrée. On remarque entre autre une diminution de la longueur des enjambées, une augmentation de la durée de la phase de double support, et une réduction de la génération d'énergie mécanique à la cheville (Winter, 1991). Davids et al., (1999) démontrent une augmentation de la durée de la phase de double support chez les enfants DMC avec diplégie spastique en comparaison à des sujets contrôles. Ces données indiquent que les enfants diplégiques marchant pieds nus améliorent leur stabilité en augmentant la durée de leur phase de double support; probablement pour contrer leur équilibre déficiente. Abel et al., (1998) ont étudiés la locomotion d'enfants diplégiques marchant avec et sans OTF. Ils ont observé une amélioration de la marche avec une OTF, résultant d'une augmentation de la phase de simple support et d'une diminution de la phase de double support. Dans la présente étude, l'OTF fournit une meilleure stabilité lors de la marche que l'OTA pour les enfants diplégiques. Ce constat est expliqué par une réduction de la durée de la phase de double support. Le but d'une OTA est de produire un mouvement plus naturel à la cheville pendant la phase d'appui (Rethlefsen et al., 1999). À l'inverse, l'OTF réduit le contrôle actif de la cheville pendant la marche (Carmick, 1995a). Cette inhibition de contrôle amène une amélioration du maintien de l'équilibre par un support plus rigide à l'articulation. Ceci est démontrée par une diminution de la phase de double support. L'OTF, en réduisant le contrôle à la cheville qui est déjà altéré, semble ainsi améliorer la confiance des enfants diplégiques au niveau de leur équilibre. Donc, pour les enfants diplégiques, l'OTF semble apporter un meilleur contrôle postural comparativement à une OTA. Ces résultats corroborent ceux de Rethlefsen et al., (1999).

Très peu d'études ont estimé la puissance articulaire à la marche chez les DMC. Toutefois, Davids et al., (1999) ont démontré que la marche pieds nus, chez les sujets DMC avec diplégie spastique en comparaison à des sujets sains, absorbent plus d'énergie lors de la bouffée A1, mais en génèrent moins lors de la bouffée A2. Ceci serait dû à de la co-contraction du tibial antérieur et du gastrocnémien. L'analyse des profils de puissance, dans la présente étude, indique que l'absorption

d'énergie à la cheville (A1) est augmentée de façon significative avec une OTA en comparaison à une OTF chez les sujets diplégiques. Cependant, ce résultat n'est pas nécessairement associé à une amélioration de la stabilité du patron de marche, compte tenu que l'OTF limite le mouvement à l'articulation de la cheville. Ce blocage empêche donc l'absorption d'énergie lors de la phase d'appui. L'étude de Romkes et Brunner (2002) concluent que la marche avec une OTA tente d'amener les valeurs d'absorption à la cheville vers des valeurs normales, comparativement à la marche pieds nus.

L'étude de Olney et al. (1990), portant sur les profils de puissance chez 10 enfants hémiparésiques marchant pieds nus, a fait ressortir un travail positif et négatif aux trois articulations (cheville, genou, hanche). Comparativement aux résultats de Olney et al., (1990), nos données démontrent une grande différence au niveau des puissances articulaires, nos valeurs étant moins importantes. Ceci peut être expliqué par le fait que la vitesse de marche de nos sujets était plus faible. Winter (1991) rapporte une relation entre la vitesse et l'absorption de puissance à la hanche, où une diminution de la vitesse est associée à une diminution de la puissance à la hanche. Bref, Olney et al., (1990) révèlent que les fléchisseurs plantaires de la jambe affectée produisent seulement le tiers de la génération totale d'énergie au lieu du 2/3 que produisent les sujets sains. La plus grande proportion d'énergie générée est réalisée par les muscles de la hanche. Les observations de Steinwender et al. (2001) corroborent également les résultats. Olney et al., (1990) concluaient que l'adaptation de la marche chez les DMC avec hémiparésie serait reliée à une réduction de la génération d'énergie à la cheville combinée avec une augmentation de la génération d'énergie à la hanche. Nos résultats ont démontré que les enfants hémiparésiques augmentent leur génération d'énergie à la cheville et diminuent leur génération d'énergie à la hanche lors de la marche avec une OTA en comparaison à la marche avec une OTF. La génération d'énergie des fléchisseurs plantaires a pour but de propulser le pied et le corps vers l'avant. Cette génération est plus grande avec une OTA, parce que cette dernière permet un certain mouvement au niveau de la cheville que l'autre orthèse ne permet pas. La génération d'énergie à la hanche est la bouffée

H3, qui est associée à une contraction concentrique des fléchisseurs de la hanche ayant pour but de tirer la cuisse vers l'avant. La génération d'énergie à la cheville et à la hanche sont fortement liées, car si la cheville génère beaucoup d'énergie à elle seule, la hanche n'a pas besoin d'en générer autant pour amener la jambe vers l'avant et vice-versa. Bref, chez les enfants hémiparésiques marchant pieds nus, les fléchisseurs plantaires ne peuvent pas générer l'énergie nécessaire pour avancer à cause de la spasticité des muscles. Alors, les muscles fléchisseurs de la hanche prennent la relève en générant l'énergie requise pour effectuer le mouvement. Par contre, lorsque l'enfant marche avec une OTA, l'orthèse lui permet de générer davantage d'énergie avec la cheville; donc les muscles de la hanche ne sont pas obligés de compenser. Nous pouvons conclure que le port d'une OTA chez les enfants hémiparésiques induit des adaptations aiguës qui favorise un patron de marche plus normal.

La marche avec une OTF amène une plus grande génération d'énergie au genou (K2) dû au travail des extenseurs du genou de la jambe affectée comparativement à la jambe saine. Le but de la génération d'énergie par les extenseurs du genou est de déplacer le COM vers le haut pendant la phase de simple support. Pour élever leur COM en présence d'une OTF, les enfants hémiparésiques génèrent davantage d'énergie au genou pour compenser le manque de propulsion à la cheville. Comme expliqué précédemment, l'OTF permet une plus petite génération d'énergie ( $A_R$ ) que l'OTA pour propulser la jambe. Aussi, nos résultats démontrent une tendance au niveau de la flexion du genou, qui serait plus grande avec la jambe atteinte. Cette flexion pourrait être due à une faiblesse des quadriceps causée par une trop grande spasticité des ischio-jambiers (Ross et Engsberg, 2002). Le sujet doit donc exercer une plus grande génération d'énergie au genou (K2) afin de contrer la flexion plus importante. Toutefois, cette plus grande contraction concentrique associée à un moment extenseur (K2) peut amener une hyperextension du genou lors de la phase d'appui durant la marche. Cette hyperextension peut être causée par de la spasticité dans les muscles extenseurs du genou; ce qui empêcherait le bon fonctionnement de l'articulation (Rethlefsen et al., 1999). Avec la croissance, cette

hyperextension cause des malformations au niveau des condyles du tibia, ainsi qu'une instabilité sévère au genou. Il en résulte des dommages au niveau des capsules articulaires et des ligaments à plus ou moins long terme (Butler, Thompson et Major, 1992). Bref, Butler et al., (1992) démontrent une amélioration du moment extenseur au genou avec le port d'une OTF, comparativement à la marche pieds nus. Middleton et al., (1988) montrent qu'une OTA entraîne une plus grande diminution du moment extenseur au genou qu'une OTF. Donc, nos données confirment que la marche avec une OTF augmente la génération d'énergie au genou. Ceci signifie que nos sujets tentent d'élever leur COM, soit pour palier à un manque de propulsion à la cheville, soit pour contrer une faiblesse au quadriceps. Toutefois, n'ayant observé qu'une tendance au niveau de la flexion du genou, le problème d'hyperextension n'a pas été retenu.

Winter (1991) rapporte que la contribution d'énergie positive à la cheville ( $A_R$ ) est d'approximativement 60% de l'énergie totale générée chez les jeunes adultes sains lors de la marche normale. Les enfants hémiplegiques marchant pieds nus ont une contribution à la cheville de seulement 33% de l'énergie totale générée, tel que démontré par Olney et al. (1990). On retrouve cette adaptation chez les aînés qui, pour avoir un patron de marche plus stable, diminuent leur génération d'énergie à la cheville. Cette faible contribution à la cheville serait compensée par une plus grande génération à la hanche, comme expliqué précédemment. Dans cette étude, la contribution d'énergie générée à la cheville avec une OTA se rapproche des valeurs normales (56% comparativement à 47% avec une OTF). Cette différence serait due à une augmentation du moment en flexion plantaire causée par la liberté de mouvement que permet une OTA. L'OTA, plutôt que l'OTF, permet une meilleure dorsiflexion durant la phase d'appui et un meilleur étirement du triceps sural à chaque pas, ce qui fournit une plus grande habileté aux fléchisseurs plantaires pour effectuer la poussée du pied (Rethlefsen et al., 1999). Romkes et Brunner (2002) ont analysé le patron de marche de 20 enfants DMC avec hémiplegie marchant pieds nus et avec une OTA. La génération d'énergie à la cheville n'était pas significativement

différente, mais le pic d'absorption d'énergie à la cheville augmentait avec une OTA, ceci corrobore avec nos résultats.

## 5.1 Limites de l'étude

Le recrutement des sujets fut complexe et long, malgré la grande quantité d'enfants DMC. Les faibles disponibilités et les besoins spécifiques du projet explique le petit nombre de participants. Une plus grande quantité de sujets aurait sans doute permis d'améliorer la généralisation des résultats.

Malgré la consigne de marcher naturellement, plusieurs facteurs peuvent modifier la marche des enfants. Les conditions expérimentales représentent, à elle seule, une situation irrégulière chez les jeunes enfants. La présence de divers stimuli, la marche dans un laboratoire (où certaines contraintes sont appliquées, tel que marcher un pied sur chacune des plates-formes), la présence d'inconnus sont des facteurs qui auraient pu affecter la démarche naturelle des enfants et donc, nos données.

Une autre limite de cette étude est la fatigue des sujets lors de l'expérimentation (principalement à la fin de la séance). Toutefois, pour limiter cet effet, nous avons laissé la possibilité à nos sujets de prendre du repos à n'importe quel moment de l'expérimentation.

À notre connaissance, aucune étude ne rapporte le « temps » nécessaire afin de s'adapter au port d'une orthèse tibiale. Le patron de marche d'un enfant accoutumé à son orthèse et celui d'un enfant avec une orthèse reçue récemment est probablement différent. Ainsi, afin de réduire l'effet de récence sur nos variables, nous avons contrebalancé l'ordre d'utilisation du port de l'orthèse. Ce qui minimise l'effet sur nos données.

## Chapitre 6 : Conclusion

Cette étude a comparé les variables spatio-temporels et cinétiques de 9 enfants DMC (quatre diplégiques et cinq hémiparésiques spastiques) marchant avec une OTF et une OTA. Pour les sujets diplégiques, l'OTF amène une diminution de la phase de double support. L'OTA démontre une meilleure absorption d'énergie à la cheville (A1) comparativement à l'OTF. Les sujets hémiparésiques marchant avec une OTA augmentent leur génération d'énergie à la cheville (A2) et diminuent leur génération d'énergie à la hanche (H3).

Cette étude fait ressortir plusieurs adaptations aiguës de la marche avec une orthèse tibiale chez les enfants DMC avec diplégie ou hémiparésie spastique. Du point de vue biomécanique, notre étude démontre que, pour les sujets diplégiques, l'OTF améliore la stabilité pendant la marche. Pour les sujets hémiparésiques, l'OTA semble permettre un patron de marche plus normal qu'une OTF. Ceci s'explique par une meilleure propulsion à la cheville (les muscles de la hanche n'ont plus besoin de compenser pour se manque de propulsion).

Les recherches futures pourraient analyser la marche avec OTF et OTA d'un groupe contrôle et d'un groupe d'enfants DMC sur les variables cinétiques et spatio-temporelles des membres inférieurs, afin de confirmer si les résultats présentés dans cette étude sont réellement les effets des deux types d'orthèses tibiales ou les effets des muscles spastiques des enfants DMC.

Aussi, il serait intéressant d'observer les adaptations biomécaniques de la marche des enfants DMC en fonction de leur composition corporelle (% de graisse, IMC...), afin de voir si un enfant avec un surplus de poids et un enfant chétif effectuent les mêmes modifications de leur patron de marche. Aussi, ils pourraient avoir une quantification de la composition corporelle des enfants en fonction de leur catégorie de DMC (hémiparésique, diplégique, quadraplégique...). Bref, un nombre illimité de projet de recherche pourrait être fait sur ce sujet.

## Références

- 1) Abel, M.F., Juhl, G.A., Vaughan, C.L., Damiano, D.L. Gait assessment of fixed ankle-foot orthoses in children with spastic diplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998; 79: 126-133.
- 2) Allard, P., Blanchi, J.-P. *Analyse du mouvement humain par la biomécanique.* Décarie Éditeur, Ville Mont-Royal, Québec. 1996.
- 3) Amiel-Tison, C. *L'infirmité motrice d'origine cérébrale.* Masson, Paris. 1997.
- 4) Baker, R., Jasinski, M., Maciag-Tymecka, I., Michalowska-Mrozek, J., Bonikowski, M., Carr, L., MacLean, J., Lin, J-P., Lynch, B., Thelogis, T., Wendorff, J., Eunson, P., Cosgrove, A. Botulinum toxin treatment of spasticity in diplegic cerebral palsy: a randomized, double-blind, placebo-controlled, dose-ranging study. *Dev Med Child Neurol.* 2002; 44: 666-675.
- 5) Bang, M.S., Chung, S.G., Kim, S.B., Kim, S.J. Change of dynamic gastrocnemius and soleus muscle length after block of spastic calf muscle in cerebral palsy. *Am J Phys Med Rehabil.* 2002; 81: 760-764.
- 6) Becher, J.G. Pediatric rehabilitation in children with cerebral palsy: general management, classification of motor disorders. *J Prosthet Orthot.* 2002; 14: 143-149.
- 7) Blair, E., Stanley, F.J. Issues in the classification and epidemiology of cerebral palsy. *MRDD Res Rev.* 1997; 3: 184-193.
- 8) Buckon, C.E., Sienko Thomas, S., Jakobson-Huston, S., Moor, M., Sussman, M., Aiona, M. Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic hemiplegia. *Dev Med Child Neurol.* 2001; 43: 371-378.
- 9) Butler, P.B., Nene, A.V. The biomechanics of fixed ankle foot orthoses and their potential in the management of cerebral palsied children. *Physiotherapy.* 1991; 77: 81-88.
- 10) Butler, P.B., Thompson, N., Major, R.E. Improvement in walking performance of children with cerebral palsy: preliminary results. *Dev Med Child Neurol.* 1992; 34: 567-576.

- 11) Carmick, J. Managing equinus in a child with cerebral palsy: merits of hinged ankle-foot orthoses. *Dev Med Child Neurol.* 1995a; 37: 1006-1019.
- 12) Carmick, J. Managing equinus in children with cerebral palsy: electrical stimulation to strengthen the triceps surae muscle. *Dev Med Child Neurol.* 1995b; 37: 965-975.
- 13) Churchill, A.J.G., Halligan, P.W., Wade, D.T. Relative contribution of footwear to the efficacy of ankle-foot orthoses. *Clin Rehabil.* 2003; 17: 553-557.
- 14) Crenshaw, S., Herzog, R., Castagno, P., Richards, J., Miller, F., Michaloski, G., Moran, E. The efficacy of tone-reducing features in orthotics on the gait of children with spastic diplegic cerebral palsy. *J Pediatr Orthop.* 2000; 20: 210-216.
- 15) Damiano, D.L., Martellotta, T.L., Sullivan, D.J., Granata, K.P., Abel, M.F. Muscle force production and functional performance in spastic cerebral palsy: relationship of cocontraction. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000; 81: 895-900.
- 16) Damiano, D.L., Abel, M.F. Functional outcomes of strength training in spastic cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998; 79: 119-125.
- 17) Davids, J.R., Foti, T., Dabelstein, J., Bagley, A. Voluntary (normal) versus obligatory (cerebral palsy) toe-walking in children: a kinematic, kinetic, and electromyographic analysis. *J Pediatr Orthop.* 1999; 19: 461-469.
- 18) Detrembleur, C., Lejeune, T.M., Renders, A., Van den Bergh, P.Y.K. Botulinum toxin and short-term electrical stimulation in the treatment of equinus in cerebral palsy. *Mov Disord.* 2002; 17: 162-169.
- 19) Dodd, K.J., Taylor, N.F., Damiano, D.L. A systematic review of the effectiveness of strength-training programs for people with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83: 1157-1164.
- 20) Doman Roberts, C., Vogtle, L., Stevenson, R.D. Effect of hemiplegia on skeletal maturation. *J Pediatr.* 1994; 125: 824-828.
- 21) Dursun, E., Dursun, N., Alican, D. Ankle-foot orthoses: effect on gait in children with cerebral palsy. *Disabil Rehabil.* 2002; 24: 345-347.
- 22) Filion, G. Étude comparative de l'effet d'une réduction de la mise en charge sur le schème de marche de jeunes enfants normaux et paralytiques cérébraux. *Mémoire de maîtrise.* 1993.

- 23) Fragala, M.A., O'Neil, M.E., Russo, K.J., Dumas, H.M. Impairment, disability, and satisfaction outcomes after lower-extremity botulinum toxin A injections for children with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther.* 2002; 14: 132-144.
- 24) Franceschini, M., Massucci, M., Ferrari, L., Agosti, M., Paroli, C. Effects of an ankle-foot orthosis on spatiotemporal parameters and energy cost of hemiparetic gait. *Clin Rehabil.* 2003; 17: 368-372.
- 25) Gage, J.R. (editor) *Gait analysis in cerebral palsy.* Mew York: MacKeith Press; 1991.
- 26) Gök, H., Küçükdeveci, A., Altinkaynak, H., Yavuzer, G., Ergin, S. Effects of ankle-foot orthoses on hemiparetic gait. *Clin Rehabil.* 2003; 17: 137-139.
- 27) Grether, J.K., Nelson, K.B., Emery, E.S., Cummins, S.K. Prenatal and perinatal factors and cerebral palsy in very low birth weight infants. *J Pediatr.* 1996; 128:407-414.
- 28) Harris, S.R., Riffle K. Effects of inhibitive ankle-foot orthoses on standing balance in a child with cerebral palsy. *Phys Ther.* 1986; 66: 663-667.
- 29) Henderson, R.C., Lark, R.K., Gurka, M.J., Worley, G., Fung, E.B., Conaway, M., Stallings, V.A., Stevenson, R.D. Bone density and metabolism in children and adolescents with moderate to severe cerebral palsy. *Pediatr.* 2002; 110: pe5
- 30) Hesse, S., Reiter, F., Jahnke, M., Dawson, M., Sarkodie-Gyan, T., Mauritz, K-H. Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997; 78: 719-724.
- 31) Hinderer, S.R., Gupta, S. Functional outcome measures to assess interventions for spasticity. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996; 77: 1083-1089.
- 32) Hyon-Jomier, M. *Infirmité motrice cérébrale et déambulation.* Masson, Paris. 1984.
- 33) Iwata, M., Kondo, I., Sato, Y., Satoh, K., Soma, M., Tsushima, E. An ankle-foot orthosis with inhibitor bar: effect on hemiplegic gait. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003; 84: 924-927.
- 34) Kerrigan, D.C., Riley, P.O., Rogan, S., Burke, D.T. Compensatory advantages of toe walking. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000; 81: 38-44.

- 35) Koman, L.A., Brashear, A., Rosenfeld, S., Chambers, H., Russman, B., Rang, M., Root, L., Ferrari, E., Prous, J.G., Smith, B.P., Turkel, C., Walcott, J.M., Molloy, P.T. Botulinum toxin type A neuromuscular blockade in the treatment of equinus foot deformity in cerebral palsy: a multicenter, open-label clinical trial. *Pediatr.* 2001; 108: 1062-1071.
- 36) Maltais, D., Bar-Or, O., Galea, V., Pierrynowski, M. Use of orthoses lowers the O<sub>2</sub> cost of walking in children with spastic cerebral palsy. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33: 320-325.
- 37) Metaxiotis, D., Accles, W., Siebel, A., Doederlein, L. Hip deformities in walking patients with cerebral palsy. *Gait Posture.* 2000; 11: 86-91.
- 38) Middleton, E.A., Hurley, G.R.B., McIlwain, J.S. The role of rigid and hinged polypropylene ankle-foot orthoses in the management of cerebral palsy: a case study. *Prosthet Orthot Int.* 1988; 12: 129-135.
- 39) Mossberg, K.A., Linton, K.A., Friske, K. Ankle-foot orthoses: effect on energy expenditure of gait in spastic diplegic children. *Arch Phys Med Rehabil.* 1990; 71: 490-494.
- 40) Moster, D., Lie, R.T., Irgens, L.M., Bjerkedal, T., Markestad, T. The association of Apgar score with subsequent death and cerebral palsy: a population-based study in term infants. *J Pediatr.* 2001; 138: 798-803.
- 41) Olney, S.J., MacPhail, H.E.A., Hedden, D.M., Boyce, W.F. Work and power in hemiplegic cerebral palsy gait. *Phys Ther.* 1990; 70: 431-438.
- 42) Orendurff, M.S., Aiona, M.D., Dorociak, R.D., Pierce, R.A. Length and force of the gastrocnemius and soleus during gait following tendo Achilles lengthenings in children with equinus. *Gait Posture.* 2002; 15: 130-135.
- 43) O'Shea, M.T. Cerebral palsy in very preterm infants: new epidemiological insights. *MRDD Res Rev.* 2002; 8: 135-145.
- 44) Perry, J., Burnfield, J.M., Gronley, J.M., Mulroy, S.J. Toe walking: muscular demands at the ankle and knee. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003; 84: 7-16.
- 45) Petersen, M.C., Palmer, F.B. Advances in prevention and treatment of cerebral palsy. *MRDD Res Rev.* 2001; 7: 30-37.

- 46) Pohl, M., Rückriem, S., Mehrholz, J., Ritschel, C., Strik, H., Pause, M.R. Effectiveness of serial casting in patients with severe cerebral spasticity: a comparison study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83: 784-790.
- 47) Reddihough, D.S., King, J.A., Coleman, G.J., Fosang, A., McCoy, A.T., Thomason, P., Graham, H.K. Functional outcome of botulinum toxin A injections to the lower limbs in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2002; 44: 820-827.
- 48) Reilly, S., Skuse, D., Poblete, X. Prevalence of feeding problems and oral motor dysfunction in children with cerebral palsy: a community survey. *J Pediatr.* 1996; 129: 877-882.
- 49) Rethlefsen, S., Kay, R., Dennis, S., Forstein, M., Tolo, V. The effects of fixed and articulated ankle-foot orthoses on gait patterns in subjects with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop.* 1999; 19: 470-474.
- 50) Ricks, N.R., Eilert, R.E. Effects of inhibitory casts and orthoses on bony alignment of foot and ankle during weight-bearing in children with spasticity. *Dev Med Child Neurol.* 1993; 35: 11-16.
- 51) Romkes, J., Brunner, R. Comparison of a dynamic and a hinged ankle-foot orthosis by gait analysis in patients with hemiplegic cerebral palsy. *Gait Posture.* 2002; 15: 18-24.
- 52) Ross, S.A., Engsberg, J.R. Relation between spasticity and strength in individuals with spastic diplegic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2002; 44: 148-157.
- 53) Schendel, D.E., Schuchat, A., Thorsen, P. Public health issues related to infection in pregnancy and cerebral palsy. *MRDD Res Rev.* 2002; 8: 39-45.
- 54) Schwartz, L., Engel, J.M., Jensen, M.P. Pain in persons with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999; 80: 1243-1246.
- 55) Steinwender, G., Saraph, V., Zwick, E.B., Steinwender, C., Linhart, W. Hip locomotion mechanisms in cerebral palsy crouch gait. *Gait Posture.* 2001; 13: 78-85.
- 56) Tardieu, C., Lespargot, A., Tabary, C., Bret, M.D. For how long must the soleus muscle be stretched each day to prevent contracture? *Dev Med Child Neurol.* 1988; 30: 3-10.

- 57) Thompson, N.S., Taylor, T.C., McCarthy, K.R., Cosgrove, A.P., Baker, R.J. Effect of a rigid ankle-foot orthosis on hamstring length in children with hemiplegia. *Dev Med Child Neurol.* 2002; 44: 51-57.
- 58) Tyson, S.F., Thornton, H.A. The effect of a hinged ankle foot orthosis on hemiplegic gait: objective measures and users' opinions. *Clin Rehabil.* 2001; 15: 53-58.
- 59) Van den Berg-Emons, H.J.G., Saris, W.H.M., de Barbanson, D.C., Westerterp, K.R., Huson, A., Van Baak, M.A. Daily physical activity of schoolchildren with spastic diplegia and of healthy control subjects. *J Pediatr.* 1995; 127: 578-584.
- 60) Weber, D. Use of the hinged AFO for children with spastic cerebral palsy and midfoot instability. *J Ass Child Prosthet Orthot Clin.* 1991; 25: 61-65.
- 61) White, R., Agouris, I., Selbie, R.D., Kirkpatrick, M. The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *Clin Biomech.* 1999; 14: 185-192.
- 62) Winter, D.A. The biomechanics and motor control of human gait: normal elderly and pathological, 2<sup>nd</sup> Ed. University of Waterloo Press, Waterloo, Ontario. 1991.
- 63) Winter, D.A. Concerning the scientific basis for the diagnosis of pathological gait and for rehabilitation protocols. *Physiother Can.* 1985; 37: 245-252.
- 64) Wood, E., Rosenbaum, P. The gross motor function classification system for cerebral palsy: a study of reliability and stability over time. *Dev Med Child Neurol.* 2000; 42: 292-296.

