

Université de Montréal

**Analyses comparatives des stratégies musculaires et des co-contractions chez  
des enfants sains et amputés trans-tibiaux lors de tâches dynamiques des  
membres inférieurs**

par  
Hugo Centomo

Département de kinésiologie

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de Philosophiæ Doctor (Ph.D.)  
en biomécanique

juin, 2006

© Hugo Centomo, 2006.



GV  
201  
U54  
2006  
V.009

**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

Cette thèse intitulée:

**Analyses comparatives des stratégies musculaires et des co-contractions chez  
des enfants sains et amputés trans-tibiaux lors de tâches dynamiques des  
membres inférieurs**

présentée par:

Hugo Centomo

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes:

Paul Allard,	président-rapporteur
François Prince,	directeur de recherche
Luc Martin,	codirecteur
Luc Proteau,	membre du jury
Denis Gagnon,	examineur externe
Paul Allard,	représentant du doyen de la FES

Thèse acceptée le: .....

## RÉSUMÉ

La gestion de tâches dynamiques nécessite un contrôle bien précis par les patrons musculaires. Plus précisément, l'action simultanée des muscles agonistes et antagonistes (co-contraction) permet de rigidifier l'articulation et d'assurer une diminution de sa laxité (stabilité articulaire). Cependant, lorsque le système musculosquelettique est modifié, comme par exemple pour une amputation sous le genou, des changements sont observés sur le plan de la gestion des patrons musculaires. Ces modifications entraînent des problèmes au système ostéo-articulaire et indisposent les sujets amputés trans-tibiaux par le développement prématuré d'ostéoarthrite aux genoux. Les objectifs de cette thèse étaient d'adapter un modèle mathématique d'estimation des efforts agonistes et antagonistes, de comparer la coordination musculaires de la jambe amputée et saine et, finalement, de comparer la production de co-contractions des enfants amputés trans-tibiaux à celle d'enfants sains lors de tâches dynamiques des membres inférieurs. Deux groupes de sujets étaient évalués (1- enfants contrôles n'ayant aucun problème musculosquelettique ; 2- enfants amputés trans-tibiaux) lors de deux différentes tâches (1- piétinement sur place ; 2- marche). Il ressort de ces travaux que les enfants amputés trans-tibiaux modifient leurs patrons musculaires afin de réaliser les tâches dynamiques de façon similaire sur le plan de la cinématique angulaire. Ces modifications entraînent une diminution de la production de co-contractions à des moments bien définis des tâches dynamiques. Cette diminution pourrait créer une augmentation de la laxité articulaire et ainsi produire des contraintes indésirables sur le système ostéo-articulaire.

**Mots clés : Biomécanique, Enfants, Amputation trans-tibiale, Agoniste, Antagoniste, Co-contraction, Modélisation**

## ABSTRACT

The management of dynamic tasks require a quite precise control by the musculoskeletal system. More precisely, the simultaneous action of the agonists and antagonists muscles (co-contraction) allows joint stiffness and provides reduction in joint laxity (articular stability). However, when musculoskeletal system is modified, such as below-knee amputation, adaptations of muscular patterns are observed. These adaptations involve premature development of osteoarthritis at both knees and indisposed the below-knee amputee subjects. The objectives of this thesis were to modified a mathematical model for the estimation of agonist and antagonist moments, to compare the management of the muscular moment of the non-amputated and amputated legs and finally, to compare the production of cocontractions of able-bodied and below-knee amputee children during dynamic tasks of the lower limbs. Two groups of subjects were evaluated (1- able-bodied children not having any musculoskeletal problem ; 2- below-knee amputee children having this handicap for only limitation) during two different tasks (1- stepping in place ; 2- walking). The results showed that the below-knee amputee children modified their muscular patterns in order to carry out the dynamic tasks in a similar way regarding angular kinematics. These modifications involve a reduction in the production of cocontractions during defined times of the dynamic tasks. This reduction could create an increase in articular laxity and thus produce undesirable constraints on the osteoarticular system.

**Key words: Biomechanics, Children, Trans-tibial amputation, Agonist, Antagonist, Cocontraction, Modelling**

## TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ . . . . .	iii
ABSTRACT . . . . .	iv
TABLE DES MATIÈRES . . . . .	v
LISTE DES TABLEAUX . . . . .	x
LISTE DES FIGURES . . . . .	xi
LISTE DES ANNEXES . . . . .	xiv
LISTE DES SIGLES . . . . .	xv
REMERCIEMENTS . . . . .	xix
INTRODUCTION . . . . .	1
CHAPITRE 1 :REVUE DE LA LITTÉRATURE . . . . .	4
1.1 Développement de l'enfant . . . . .	4
1.1.1 Paramètres spatio-temporels . . . . .	5
1.1.2 Cinématique . . . . .	8
1.1.3 Cinétique . . . . .	11
1.1.4 Électromyographie . . . . .	15
1.2 Amputation trans-tibiale . . . . .	17
1.2.1 Population amputée . . . . .	17
1.2.2 Causes d'amputations . . . . .	18
1.2.3 Appareillage et modifications musculosquelettiques . . . . .	19

1.2.4	Adaptations biomécaniques des amputés trans-tibiaux . . . . .	23
1.2.5	Modifications musculosquelettiques à long terme . . . . .	30
1.3	Méthodes d'estimation des efforts musculaires . . . . .	32
1.3.1	Moments nets . . . . .	34
1.3.2	Problèmes inhérents à l'estimation des efforts musculaires . . . . .	34
1.3.3	Méthodes alternatives d'estimation des efforts musculaires . . . . .	36
1.4	Co-contraction musculaire . . . . .	38
1.4.1	Co-contraction et développement de l'enfant . . . . .	38
1.4.2	Co-contraction et stabilité articulaire . . . . .	39
1.4.3	Impact d'une co-contraction inadéquate . . . . .	40
<b>CHAPITRE 2 : OBJECTIFS GÉNÉRAUX ET SPÉCIFIQUES . . . . .</b>		<b>42</b>
<b>CHAPITRE 3 : MÉTHODES ET PROCÉDURES EXPÉRIMENTALES . . . . .</b>		<b>45</b>
3.1	Sujets . . . . .	45
3.2	Tâche . . . . .	46
3.3	Équipement et traitement des données . . . . .	46
3.4	Analyse des données . . . . .	48
<b>CHAPITRE 4 : ARTICLE I : ESTIMATION DE LA COORDINATION IN-</b>		
<b>TERMUSCULAIRE CHEZ LES ENFANTS AMPUTÉS TRANS-</b>		
<b>TIBIAUX . . . . .</b>		<b>49</b>
4.1	Situation de l'article dans la thèse. . . . .	49
4.2	Abstract . . . . .	50
4.3	Introduction . . . . .	51
4.4	Methods . . . . .	53
4.4.1	Subjects . . . . .	53

4.4.2	Procedures . . . . .	54
4.4.3	Data acquisition . . . . .	54
4.4.4	Data analysis . . . . .	54
4.5	Results . . . . .	56
4.5.1	Temporal kinematics . . . . .	58
4.5.2	Joint kinematics and kinetics . . . . .	58
4.6	Discussion . . . . .	63
4.6.1	Functional role of the hip, knee and ankle joints . . . . .	63
4.6.2	Motor solution . . . . .	65
4.7	Conclusion . . . . .	66
4.8	Acknowledgements . . . . .	67

**CHAPITRE 5 : ARTICLE II : DIFFÉRENCES DANS LA COORDINATION  
DES MUSCLES AGONISTES ET ANTAGONISTES CHEZ  
DES ENFANTS AMPUTÉS TRANS-TIBIAUX LORS D'UN  
EXERCICE DYNAMIQUE . . . . . 68**

5.1	Situation de l'article dans la thèse . . . . .	68
5.2	Abstract . . . . .	69
5.3	Introduction . . . . .	70
5.4	Methods . . . . .	72
5.4.1	Subjects and experimental protocol . . . . .	72
5.4.2	Experimental design . . . . .	73
5.4.3	Data acquisition and processing . . . . .	73
5.4.4	Calculation of net joint kinetics . . . . .	74
5.4.5	Estimation of agonist and antagonist moments . . . . .	75
5.4.6	Normalization and statistics . . . . .	77

5.5	Results . . . . .	78
5.5.1	Kinematics . . . . .	78
5.5.2	Kinetics . . . . .	78
5.5.3	Co-contraction . . . . .	80
5.6	Discussion . . . . .	81
5.7	Conclusion . . . . .	84
5.8	Acknowledgements . . . . .	86

**CHAPITRE 6 : ARTICLE III : ADAPTATION DES PATRONS MUSCULAIRES DES ENFANTS AMPUTÉS TRANS-TIBIAUX LORS DE LA MARCHÉ . . . . . 87**

6.1	Situation de l'article dans la thèse . . . . .	87
6.2	Abstract . . . . .	88
6.3	Introduction . . . . .	90
6.4	Methods . . . . .	92
6.4.1	Subjects . . . . .	92
6.4.2	Experimental design . . . . .	92
6.4.3	Gait variables . . . . .	93
6.4.4	Statistics . . . . .	95
6.5	Results . . . . .	96
6.5.1	Kinematics . . . . .	97
6.5.2	Muscular strategies . . . . .	98
6.5.3	Co-contraction . . . . .	100
6.6	Discussion . . . . .	101
6.6.1	Kinematics . . . . .	101
6.6.2	Muscle strategies . . . . .	101

6.6.3	Co-contraction	102
6.7	Conclusion	103
6.8	Acknowledgements	104
<b>CHAPITRE 7 : DISCUSSION GÉNÉRALE</b>		<b>105</b>
7.1	Modèle d'estimation des efforts musculaires	106
7.2	Stratégies des enfants amputés trans-tibiaux lors de tâches dynamiques	108
7.2.1	Paramètres spatio-temporels	108
7.2.2	Cinématique	109
7.2.3	Dynamique	110
7.3	Rôle de la co-contraction à l'articulation du genou	114
7.3.1	Piétinement	115
7.3.2	Locomotion	116
7.4	Limitations	118
7.5	Perspectives et retombées à long terme	119
7.5.1	Une tâche d'évaluation de la condition d'équilibre dynamique	120
7.5.2	Production de co-contraction optimale	120
<b>CHAPITRE 8 : CONCLUSION GÉNÉRALE</b>		<b>123</b>
<b>RÉFÉRENCES</b>		<b>125</b>

## LISTE DES TABLEAUX

4.1	Angular excursion (E) ( $^{\circ}$ ), moment (M) N·m/kg and power (P) W/kg of the right limb (RL) and left limb (LL) for the hip (h), knee (k) and ankle (a) of the able-bodied children. Peak values $\pm$ SD. . . . .	57
4.2	Percentage (%) of the support and swing phases during the stepping-in-place cycle of all eight able-bodied and below-knee amputee children. Mean values $\pm$ SD. Value of the right and left legs were averaged for both groups . . . . .	58
4.3	Peak angular excursion (E) ( $^{\circ}$ ), moment (M) N·m/kg and power (P) W/kg of the able-bodied (AB), non-amputated (NAL) and amputated (AL) hip (h), knee (k) and ankle (a) during phases I and II. ( $\xi$ ) different from the non amputated limb (NAL), ( $\zeta$ ) different from the amputated limb (AL) and (*) different from the able-bodied (AB). Peak values $\pm$ SD. $p > 0.005$ . . . . .	60
5.1	Characteristics of able-bodied and below-knee amputee children. NS = non-significant for a student t-test. Mean $\pm$ standard deviation. . . . .	72
6.1	Spatio-temporal parameters for the control limb, non-amputated limb and the amputated limb. mean $\pm$ SD . . . . .	97
I.1	Caractéristiques de dix sujets contrôles du Laboratoire de Posture et Locomotion du Centre de Réadaptation Marie Enfant de l'Hôpital Sainte-Justine. * * * * *	xxi

## LISTE DES FIGURES

1.1	Phases d'un cycle de marche pour la jambe droite (D). . . . .	6
1.2	Déplacement ( $^{\circ}$ ), Moment (N·m/kg) et puissance (W/kg) articulaire de la hanche lors d'un cycle de marche (0-100%) d'enfants contrôlés. L'aire grise représente $\pm 1$ l'écart-type de 10 enfants sains du Laboratoire Posture et Locomotion (pour les caractéristiques des sujets voir Annexe I). . . . .	9
1.3	Déplacement ( $^{\circ}$ ), Moment (N·m/kg) et puissance (W/kg) articulaire du genou lors d'un cycle de marche (0-100%) d'enfants contrôlés. L'aire grise représente $\pm 1$ l'écart-type de 10 enfants sains du Laboratoire Posture et Locomotion (pour les caractéristiques des sujets voir Annexe I). . . . .	10
1.4	Déplacement ( $^{\circ}$ ), Moment (N·m/kg) et puissance (W/kg) articulaire de la cheville lors d'un cycle de marche (0-100%) d'enfants contrôlés. L'aire grise représente $\pm 1$ l'écart-type de 10 enfants sains du Laboratoire Posture et Locomotion (pour les caractéristiques des sujets voir Annexe I). . . . .	11
1.5	Différents niveaux d'amputation du membre inférieur . . . . .	20
1.6	À gauche un manchon en latex permettant un ancrage à engrenage, en haut à droite un engrenage permettant le lien entre le manchon et l'emboîture. . . . .	22
1.7	Pieds prothétiques pédiatriques, le pied LightFoot de Seattle. . . . .	23
4.1	Figure of angular excursion in degrees (left axis - thin line) and vertical ground reaction force in Newton (right axis - thick line). The grey area represents the SD. Angle and moment convention: where counter clock displacement are positive. The stepping-in-place task has been separated into 3 different phases: Phase I is during weight acceptance, Phase II is during propulsion, and Phase III is characterized by the swing phase. . . . .	56

4.2	Mean peak hip angular excursion ( $^{\circ}$ ), moment (N·m/kg) and power (W/kg) for AB children, non-amputated and amputated limbs. The grey area on either side of the mean curve is the SD. The abscissa represents the percentage of the stepping cycle (0-100%). . . . .	59
4.3	Mean knee angular excursion ( $^{\circ}$ ), moment (N·m/kg) and power (W/kg) for AB children, non-amputated and amputated limbs. The grey area on either side of the mean curve is the SD. The abscissa represents the percentage of the stepping cycle (0-100%). . . . .	61
4.4	Mean ankle angular excursion ( $^{\circ}$ ), moment (N·m/kg) and power (W/kg) for AB children, non-amputated and amputated limbs. The grey area on either side of the mean curve is the SD. The abscissa represents the percentage of the stepping cycle (0-100%). . . . .	62
5.1	Top: Mean net joint moment, extensor muscle moment and flexor muscle moment estimated from the modified version of the EMG-assisted optimization model proposed by (Amarantini et Martin, 2004) for the entire stepping-in-place cycle (0-100%). Moments are expressed in N·m·kg <sup>-1</sup> for the control limb, non-amputated limb and amputated limb. Bottom: Power in W·kg <sup>-1</sup> for the control limb, non-amputated limb and amputated limb. . . . .	80
5.2	Top: Typical knee excursion during the stepping-in-place (SIP) task for the entire cycle (0-100%) where values around zero are knee extension. Bottom: Co-contraction index for the control limb, non-amputated limb and amputated limb during 1) the end of weight acceptance, and 2) prior to the change of direction (flexion to extension) in the swing phase. . . . .	81

6.1	(a) Knee angular displacement. (b) Net joint ( $M_{net}$ ), extensor muscle ( $M_{ext}$ ) and flexor muscle ( $M_{flex}$ ) knee moments in N·m/kg for the entire gait cycle of the amputated limb, non-amputated limb and control limb. (c) Knee power in W/kg for the entire gait cycle of the three different limbs. Data from two representative paired subjects. . . . .	99
6.2	(a) Co-contraction index for the gait cycle for the amputated limb (AL), non-amputated limb (NAL) and control limb (CL). (b) Peak values of co-contraction index during the single limb support phase for the three different limbs. . . . .	100
7.1	Traction avant des membres inférieurs ayant pour résistance un élastique. . . . .	121
7.2	Traction arrière des membres inférieurs ayant pour résistance un élastique. . . . .	122
II.1	Modèle mécanique du membre inférieur droit pour la hanche (H), le genou (G) et la cheville (C). Ici les centres de masse (COM), les positions des COM ( $r$ ), les longueurs des segments ( $l$ ) et la position du centre de pression (COP) sont représentés. . . . .	xxii

## LISTE DES ANNEXES

Annexe I :	Tableau des caractéristiques des sujets contrôles du Laboratoire de Posture et Locomotion . . . . .	xxi
Annexe II :	Formalisme Lagrangien . . . . .	xxii
Annexe III :	Estimation des moments agonistes et antagonistes . . . . .	xxiv
Annexe IV :	Accord des coauteurs Article I . . . . .	xxvi
Annexe V :	Accord des coauteurs Article II . . . . .	xxvii
Annexe VI :	Accord des coauteurs Article III . . . . .	xxviii

## LISTE DES SIGLES

### Abréviations française

cm	centimètre
COM	centre de masse
COP	centre de pression
DA	droit antérieur
EMG	électromyographie
GA	gastrocnémien
Hz	Hertz
IC	indice de co-contraction
J	Joules
j	nombre de segments considérés dans le modèle
kg	kilogramme
m	mètre
$M_{ago}$	moment agoniste
$M_{antago}$	moment antagoniste
min	minute
n	nombre de sujets
N·m	Newton mètre
s	seconde
ST	semi tendineux

W	Watts
$\theta$	déplacement angulaire
$\dot{\theta}$	vitesse angulaire
VM	vaste médial
$\alpha$	coefficient de relation électromyographie-moment
$\beta_H$	coefficient de raideur de la hanche
$\beta_G$	coefficient de raideur du genou
$\beta_C$	coefficient de raideur de la cheville
$\delta_H$	coefficient de viscosité de la hanche
$\delta_G$	coefficient de viscosité du genou
$\delta_C$	coefficient de viscosité de la cheville

## Abréviations anglaises

2D	Two-dimensional
3D	Three-dimensional
A	Inertial matrix
a	ankle
AB	Able-bodied
AL	amputated limb
AMTI	Advance Mechanical Technology Inc.
B	Coriolis matrix
BKA	Below-knee amputee
C	Centrifugal matrix
CI	Cocontraction index
CL	Control limb
E	angular excursion
ext	extensor
flex	flexor
G	Vector sum of external forces
GA	Gastrocnemius
h	hip
i	number of muscles considered in the model

j	number of segments considered in the model
k	kncc
LL	left limb
$\hat{M}$	moment from electromyography model
NAL	non-amputated limb
NS	non-significant
P	Power
RF	Rectus Femoris
RL	right limb
s	second
SACH	Solid Ankle, Cushion Heel
SD	Standard deviation
ST	Semitendinosus
SIP	Stepping-in-place
VM	Vastus Medialis
$\alpha$	electromyography-moment relationship coefficients
$w$	individual muscle gain matrix
$\ddot{\theta}$	angular acceleration
$\dot{\theta}$	angular velocity

## REMERCIEMENTS

Merci à mon directeur, François Prince, pour sa patience, l'intérêt et l'attention portés à ses étudiants. Je le remercie de m'avoir transmis sa passion pour la recherche et son « oeil de lynx »...je l'espère. J'aimerais remercier mon co-directeur, Luc Martin, pour avoir pris le temps de m'enseigner ce qui s'avère être ma voie de recherche, pour son originalité et de m'avoir transmis la bosse des mathématiques. Un merci particulier à un ami et second co-directeur, David Amarantini, qui sans son soutien moral et son aide, cette thèse n'aurait jamais vu la fin. À sa compagne Anne-Laure pour l'hébergement à Grenoble. Merci à Violaine Cahouët pour son temps et ses brillantes explications.

Merci à mes parents pour leur confiance, leur amour et de m'avoir constamment amené à me dépasser. Merci de toujours avoir été là pour moi et d'avoir investi autant de leur temps. Merci à mon frère Sébastien de me faire vivre son expérience de hockeyeur au bout du téléphone et de partager ces bons moments lorsque tu es à la maison.

Merci à mon amoureuse, Caroline, pour sa gentillesse, son support et sa compréhension. Merci d'avoir été là pour moi à chaque instant et de m'avoir supporté et rappelé à l'ordre lors de circonstances plus difficiles. Merci pour tous les moments passés ensemble et tous ceux qui restent à vivre.

Merci à mon beau-frère et ami, Martin, de m'avoir permis de vivre cette formidable expérience de la maison de l'Île-Bizard et de m'avoir fait découvrir le kayak. Merci à Josiane, Suzanne, Camille et Gérard pour votre gentillesse et votre amour.

J'aimerais remercier Danik Lafond pour son aide, son soutien, sa rigueur, sa passion pour la kinésiologie et pour son amitié. J'aimerais remercier, en mon nom personnel et celui de mes collègues, mes amis du labo pour les longues journées passées ensemble et les nombreuses activités de lab. Julie pour les courses à pied à -30°C (et tes gants aussi...), la natation et le ski fond du matin, nos nombreux échanges et nos chansons à faire rougir Aznavour.

Merci à Serge pour les bonnes blagues du fond du labo, les soirées du hockey et pour cette grande amitié. Un merci spécial à Nico qui m'a grandement aidé tout au long de cette thèse (Matlab!!!!) et aussi pour ces nombreux accueils chaleureux en sol Français. Tu es un gars formidable. La moule te suivra partout. Merci à Mimi et à Çoise, j'étais comme à la maison !

Merci à la gang du département. Vous m'avez tous inspiré à votre manière. Alex pour les conversations de kinésiologues purs et durs et d'avoir été là au bon moment, Mariannick pour ton rire communicateur et ton aide, Mélanie pour ton calme, Jonathan pour les discussions de tous genres et le kayak, Marie-Ève pour les nombreuses discussions sur les devenir du kinésologue et pour ton réconfort, Florence pour ta joie de vivre, Nathalie pour ta passion, Karine pour ton courage et Alexis pour ton sens de l'humour incroyable.

J'aimerais remercier Guillaume Rao pour les nombreuses conversations enrichissantes et l'accueil formidable à Marseille. Merci à mes pots français (Nono, Branlot, Lolotte, Zigguy Moisdave, Rachel, Julien, Delphine, Christine, Vincent, Manu, Sandy, Louille, Jerem, Audrey et Pierre-Philippe) pour les bons moments passés en votre compagnie, j'espère vous revoir bientôt.

J'aimerais remercier Martin pour avoir été là, malgré la distance, merci d'avoir toujours cru en moi. Philippe et Marie-Louise pour avoir changer le monde une dizaine de fois, nos belles soirées (Cacouna) et votre grande gentillesse et générosité. Merci à Jean-François, Patrick, Véronique, Émilie, Williams et Laurianne pour avoir toujours été là même si les soirées se faisaient rares. Merci à Juliève pour ta grande aide et ta rigueur. Un merci bien spécial aux Collégiens pour les bonnes soirées, le support moral et d'avoir toujours été là quand j'en avais besoin.

## INTRODUCTION

En 1976, Mary Leake fit la découverte de fossiles d'empreintes de pas en Laetoli, au nord de la Tanzanie. Ces empreintes, datant de 3,7 millions d'années, comptèrent parmi les plus remarquables trouvées au 20<sup>ième</sup> siècle (Leakey et Hay, 1979). L'âge des empreintes prouve que la marche bipédique existait depuis au moins un million d'années avant l'apparition des instruments de pierre et du développement des cerveaux. Cette marche bipédique fut l'un des éléments précurseurs du développement de la société contemporaine.

La marche est, en effet, une particularité importante chez l'humain. En dépit d'un système de commande neural fortement complexe, la marche humaine démontre des caractéristiques de fluidité, de régularité et de continuité. C'est en 1870 que Muybridge utilisa de nouvelles techniques photographiques et parvint à développer les premières études sur la locomotion humaine par le biais de mesures scientifiques. Cependant, les études de Muybridge semblaient plus artistiques que scientifiques. C'est avec les travaux de Marey (1885), Braune et Fisher (1898) et plus tard Bernstein (1934) que ces techniques se sont améliorées et que les premiers résultats sur la cinématique et sur la dynamique de la marche ont été rapportés (Citée par Cappozzo, Leo et Pedotti, 1975). Ces informations ont permis de mettre en exergue certaines caractéristiques bien précises de cette tâche qui, malgré le fait qu'elle semble bien simple à réaliser, demande une intégration sensorielle et une coordination articulaire et musculaire très raffinée. De nos jours, plusieurs techniques sont à notre disposition afin d'estimer les efforts ou les forces des muscles ou des groupes de muscles (Amarantini et Martin, 2004; Cappozzo et al., 1975; Cholewicki, McGill et Norman, 1995; Crowninshield et Brand, 1981; Gagnon, Larivière et Loisel, 2001; Winter, 1990). Les efforts musculaires permettent de bien définir les caractéristiques générales (vitesse du mouvement, articulations impliquées, etc.), mais plus spécifiquement, ils peuvent donner de l'information sur la coordination musculaire

et la gestion de la tâche dynamique par le système nerveux. Plusieurs auteurs se serviront de ces informations et observeront des différences selon l'âge, la taille, le poids et surtout selon différentes pathologies. Il est donc primordial d'estimer ces efforts musculaires de façon rigoureuse et d'en retirer le maximum d'information, particulièrement lors de la démarche pathologique comme celle des personnes amputées sous le genou, afin d'améliorer leur ré-adaptation et l'accomplissement de leurs activités quotidiennes.

L'amputation trans-tibiale est une intervention chirurgicale qui a, durant les deux dernières décennies, acquit ses lettres de noblesse, passant de chirurgie de l'échec à chirurgie fonctionnelle. En effet, lorsque nous observons les performances de personnes amputées trans-tibiales comme Marlon Shirley qui parvient à franchir la ligne d'arrivée du 100 m en 10,97 secondes ou Mark Inglis, un double amputé trans-tibial, qui le 27 septembre 2004 arrivait au sommet du Cho Oyu, la 6<sup>ième</sup> plus haute montagne du monde (8201 m d'altitude), il ne fait nul doute que l'amputation trans-tibiale n'est plus une limitation pour une population amputée active et en santé. Cependant, cette mobilité acquise amène des modifications à court terme sur la coordination musculaire (Hill, Patla, Ishac, Adkin, Supan et Barth, 1999; Lewallen, Dyck, Quanbury, Ross et Letts, 1986; Winter et Sienko, 1988) et des complications à long terme causant des dommages prématurés à l'articulation du genou (Burke, Roman et Wright, 1978; Norvell, Czerniecki, Reiber, Maynard, Pecoraro et Weiss, 2005). Les modifications à court terme rencontrées chez les personnes amputées trans-tibiales seraient-elles précurseur du développement prématuré de problèmes ostéo-articulaires ? Ces modifications à court terme seraient-elles déjà apparentes chez une population amputée en santé comme par exemple chez les enfants amputés trans-tibiaux ?

Ce travail doctoral s'est intéressé à l'impact de l'amputation trans-tibiale des enfants sur la réorganisation de leur coordination musculaire par l'entremise de la redondance muscu-

laire. Il s'est également penché sur l'effet de cette nouvelle gestion sur les mécanismes de régulation de la co-contraction des muscles agonistes et antagonistes, selon un modèle d'estimation des efforts musculaire par méthode d'optimisation numérique combinée aux signaux électromyographiques. Nous effectuerons tout d'abord une présentation générale du développement de l'enfant de manière à comprendre l'impact de sa maturation sur sa coordination à la marche. Dans un deuxième temps, nous redirigerons notre étude sur les effets à court et long terme de l'amputation trans-tibiale qui est un cas particulier de modifications du système musculosquelettique. Nous verrons par la suite les différentes méthodes d'estimation des efforts musculaires. Finalement, nous discuterons de la production de co-contractions musculaires qui pourraient être un facteur limitant chez les enfants amputés trans-tibiaux.

# CHAPITRE 1

## REVUE DE LA LITTÉRATURE

Afin de proposer une problématique de recherche adéquate et un choix d'expérimentations judicieux, il convient de cerner les connaissances et les travaux inhérents aux domaines portés à l'étude. Ainsi, les sections 1 à 4 du présent chapitre visent à définir les concepts de base qui seront utilisés tout au long de ce manuscrit et à recenser les travaux scientifiques retrouvés dans la littérature.

### 1.1 Développement de l'enfant

Depuis plusieurs années, la maturation de la locomotion a été comprise comme étant un apprentissage progressif de l'enfant. Comment arrive-t-il à réaliser cette tâche qui demande une intégration de plusieurs systèmes du corps humain ? Plus précisément, quelles sont les étapes de développement qui lui permettent de naviguer dans son environnement sans danger. À chaque pas, cinq fonctions principales doivent être mises en oeuvre afin d'obtenir une locomotion sans danger de chutes ou de blessures (Winter, 1991) :

1. Maintien de l'équilibre du haut du corps.
2. Maintien de la posture et de l'équilibre de tout le corps.
3. Contrôle de la trajectoire du pied afin d'accomplir un dégagement sécuritaire des orteils et un contact talon bien amorti.
4. Production de l'énergie mécanique adéquate pour maintenir ou accélérer la vitesse de progression.
5. Absorption de l'énergie mécanique pour atténuer les impacts et conférer une certaine stabilité ou décélérer la vitesse de progression du corps.

Afin de réaliser les différentes fonctions énumérées préalablement, au cours de son développement, l'enfant passera par différentes étapes. À la naissance, les nouveau-nés sont complètement dépendants. Ils arrivent tout de même à piétiner sur place lorsqu'ils sont bien soutenus (Thelen, Ulrich et Jensen, 1989) dès la deuxième semaine suivant leur naissance. Ce mouvement alterné de flexion / extension des membres inférieurs est stimulé par la pression produite sous les pieds (Forssberg, 1985) et a de nombreuses similitudes avec la marche indépendante (Thelen et al., 1989). Vers l'âge de 6 mois, les enfants sont aptes à s'asseoir et vers l'âge de 9 mois, ils arrivent à ramper (Sheridan, 1960). Par la suite, ils marchent avec un support vers l'âge de 12 mois et sans support vers l'âge de 15 mois. Finalement, ils arrivent à courir vers l'âge de 18 mois (Sheridan, 1960). Il y aurait même des indices que le système de contrôle permettant la coordination serait en place rapidement, et ce, bien avant la marche indépendante. Toutefois, ce système de contrôle serait coordonné de façon inadéquate ne permettant pas une démarche optimale. En effet, il a été démontré que les mouvements de piétinements qui se produisent avant la marche indépendante étaient relativement semblables aux mouvements des premiers instants de marche (Thelen et Cooke, 1987). De manière générale, du premier instant de marche jusqu'à l'atteinte d'une démarche comparable à celle des adultes, l'enfant subira plusieurs changements morphologiques (taille et poids) et musculosquelettiques. Afin de bien apprécier ces changements qui surviennent durant la maturation de la marche, nous observerons les modifications des variables de mesure fréquemment utilisées lors d'analyses de la locomotion (paramètres spatio-temporels, cinématique, cinétique et électromyographique).

### 1.1.1 Paramètres spatio-temporels

Chez l'adulte, la marche est divisée en deux phases bien distinctes : la phase de support qui représente environ 60% du cycle de marche et la phase d'oscillation qui représente environ 40% du cycle de marche (Winter, 1991). La phase de support débute au contact avec le sol, plus souvent au contact talon, et se termine avec le décolllement de l'orteil du même pied.

En effet, la fin de la phase de support coïncide avec le début de la phase d'oscillation ; elle est délimitée par le contact terminal, soit le décolllement de l'orteil. Un cycle de marche est donc représenté par le contact talon du pied droit, par exemple, jusqu'au contact talon subséquent du pied droit. La durée moyenne d'un cycle de marche est de 1,1 seconde chez l'adulte mais est principalement représentée en pourcentage du cycle de marche (Allard et Blanchi, 2000). La distance mesurée entre chaque pied est un pas et entre deux contacts subséquents du talon de la même jambe, une foulée. La vitesse de marche (m/s) peut être mesurée de différentes manières. La cadence (pas/min) est cependant l'une des plus utilisées (Winter, 1991). Pour les phases de support et d'oscillation, des périodes bien précises comme le chargement, l'appui intermédiaire, le double support initial et terminal, la poussée et les périodes d'oscillation initiale, intermédiaire et finale sont définies à l'intérieur d'un même cycle de marche (voir Figure 1.1) (Perry, 1974).

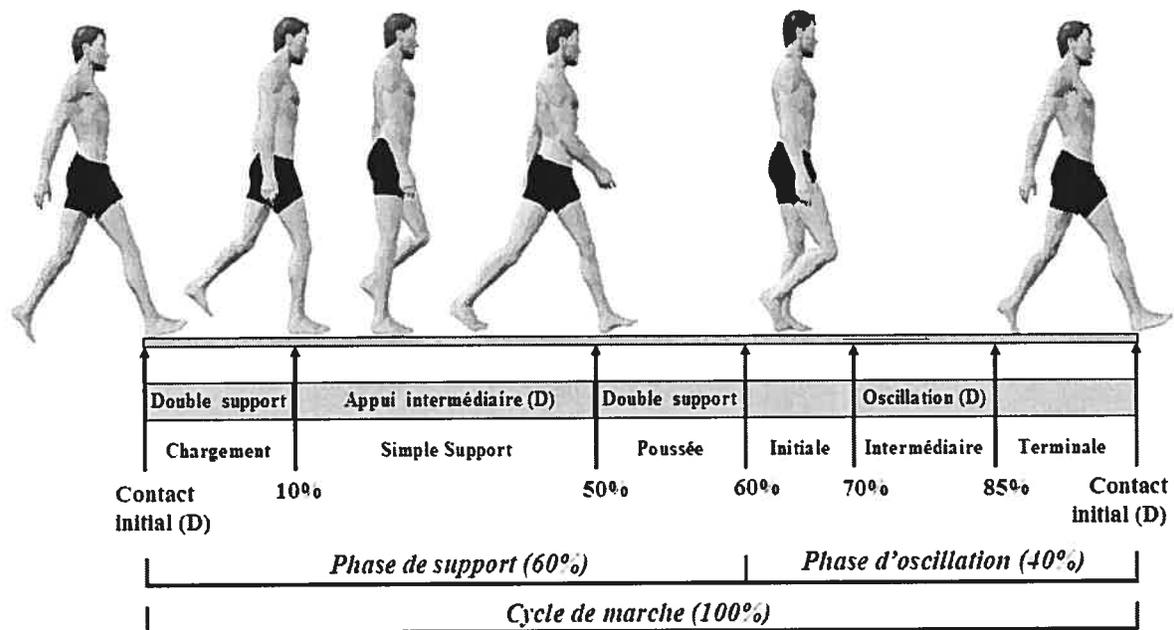


Figure 1.1 – Phases d'un cycle de marche pour la jambe droite (D).

La spécificité de la marche est le fait de se tenir en double support. En effet, on départage la marche de la course par l'absence de la période de double support lors de la course (Allard et Blanchi, 2000). Pour sa part, la phase de simple support (appui intermédiaire) requière un plus grand contrôle de l'équilibre postural puisque la base de support est réduite à un seul pied. La période relative de simple support est donc utile afin d'évaluer la maturation de l'enfant à la marche. Un temps normal de simple support est une indication de stabilité et d'assurance. Les jeunes enfants ont un temps de simple support restreint (32%) et atteindront un niveau comparable à celui de l'adulte (40%) vers l'âge de 3,5 à 4 ans (Sutherland, Olshen, Biden et Wyatt, 1988). Ce cycle de marche sera bien entendu contrôlé à différentes vitesses de marche selon l'âge de l'enfant. Bien que les enfants aient une vitesse de marche inférieure à celle des adultes, on observe une cadence de 176 pas/min à l'âge d'un an et cette cadence diminuera de façon prononcée pendant les 2,5 à 3 années suivantes (Sutherland, Olshen, Cooper et Woo, 1980; Sutherland et al., 1988) pour finalement atteindre 123 pas/min à l'âge de 12 ans (Stansfield, Hillman, Hazlewood, Lawson, Mann, Loudon et Robb, 2001a). Globalement, malgré le fait que la cadence diminue, la vitesse de marche ou la vitesse du centre de masse (COM) (variable qui permet de simplifier l'analyse biomécanique où l'on considère que la masse entière d'un corps est rassemblée en un seul point) augmente rapidement étant donné que la foulée augmente tout aussi rapidement jusqu'à l'âge de 4 ans. Elle passera de 0,6 m/s à un an et augmentera rapidement à 1 m/s jusqu'à l'âge de 3,5 à 4 ans pour finalement atteindre une vitesse comparable à celle des adultes soit de 1,2 m/s vers l'âge de 7 ans (Sutherland et al., 1980, 1988). L'étude de Todd, Lamoreux, Skinner, Johanson, Helen, Moran et Ashley (1989) conforte l'idée que la maturation des variables temporelles est reliée à la croissance et tant que les enfants n'atteindront pas leur pleine maturation musculosquelettique, ces variables ne pourront pas être dites matures. Il convient donc de pousser nos observations à des variables plus spécifiques du système musculosquelettique soit la cinématique, la cinétique et l'activation électrique musculaire ou l'électromyographie

(EMG). Il est à noter que la recension des écrits portera son attention sur le plan sagittal de ces variables étant donné que la locomotion humaine est principalement réalisée dans ce plan et que le modèle utilisé dans cette thèse permet une évaluation uniquement dans le plan sagittal (2D).

### 1.1.2 Cinématique

L'excursion angulaire des articulations durant la locomotion est une variable indicatrice du développement de l'enfant (maturation). Le changement d'amplitude des angles articulaires montre une maturation de la marche jusqu'à l'âge de 3,5 à 4 ans (Sutherland et al., 1988). Nous détaillerons, dans un premier temps, la cinématique d'enfants matures et, dans un deuxième temps, les modifications observées aux articulations de la hanche, du genou et de la cheville. Dans les prochaines parties, les changements cinématiques reliés à la maturation proviennent principalement de l'étude de Sutherland et al. (1980) réalisée sur 186 enfants âgés entre 1 an et 7 ans. Les modifications sur la cinétique et sur l'EMG reliées à la maturation seront présentées par la suite.

#### 1.1.2.1 Hanche

Au contact talon jusqu'à la fin de la phase de support, la hanche produit une extension. Par la suite, la hanche poursuit graduellement en flexion durant la phase d'oscillation (voir Figure 1.2). Peu de changements sont observés quant aux amplitudes de l'articulation de la hanche durant la maturation. Cependant, l'amplitude de mouvement maximale est plus petite de l'ordre de  $9^\circ$  entre l'âge de 1 à 1,5 ans qu'entre l'âge de 2,5 et 7 ans (Sutherland et al., 1980, 1988).

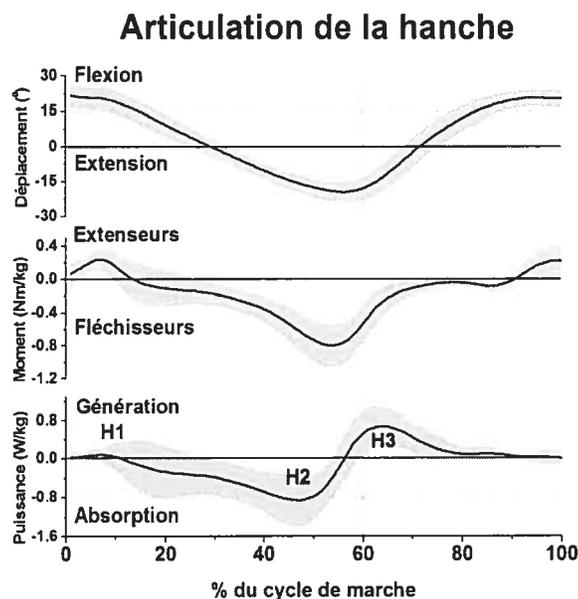


Figure 1.2 – Déplacement ( $^{\circ}$ ), Moment ( $N \cdot m/kg$ ) et puissance ( $W/kg$ ) articulaire de la hanche lors d'un cycle de marche (0-100%) d'enfants contrôlés. L'aire grise représente  $\pm 1$  l'écart-type de 10 enfants sains du Laboratoire Posture et Locomotion (pour les caractéristiques des sujets voir Annexe I).

#### 1.1.2.2 Genou

L'articulation du genou effectue un mouvement de double flexion durant le cycle de marche. Lors du contact talon, le genou a une flexion progressive durant la mise en charge suivie d'une extension. Par la suite, une plus grande flexion se produit lors du décollement des orteils jusqu'à 75% du cycle de marche. Finalement, une extension du genou s'effectue avant le contact talon subséquent (voir Figure 1.3). Le premier changement observé lors de la maturation de l'enfant est le développement graduel de la flexion initiale lors du contact talon (durant la phase de chargement du poids du corps) et de l'extension qui vient soulever le COM. Cette forme d'excursion angulaire au genou est rapidement présente (1 an), mais son développement optimal n'apparaît que vers l'âge de 4 ans (Sutherland et al., 1980, 1988).

## Articulation du genou

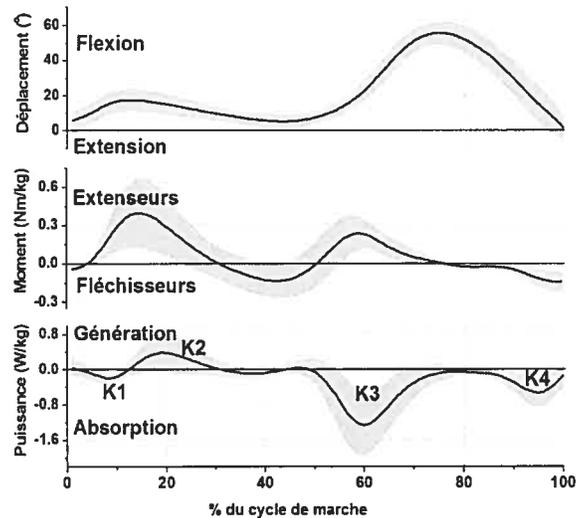


Figure 1.3 – Déplacement ( $^{\circ}$ ), Moment (N·m/kg) et puissance (W/kg) articulaire du genou lors d'un cycle de marche (0-100%) d'enfants contrôles. L'aire grise représente  $\pm 1$  l'écart-type de 10 enfants sains du Laboratoire Posture et Locomotion (pour les caractéristiques des sujets voir Annexe I).

### 1.1.2.3 Cheville

La cheville présente deux phases de flexion plantaire. La première s'effectue lors de la mise en charge elle est suivie d'une dorsiflexion qui se produit durant pratiquement toute la période de support. La deuxième flexion plantaire se produit durant la poussée du pied, au décollement des orteils. Finalement dans la période initiale de l'oscillation, la cheville exécute une légère dorsiflexion (voir Figure 1.4). À l'articulation de la cheville, le plus grande différence observée chez de jeunes enfants ( $< 1.5$  an), par rapport à une démarche mature, est l'absence de dorsiflexion afin de relever le pied de façon sécuritaire juste avant le contact initial. On note donc une absence du contact talon (Sutherland et al., 1980, 1988).

## Articulation de la cheville

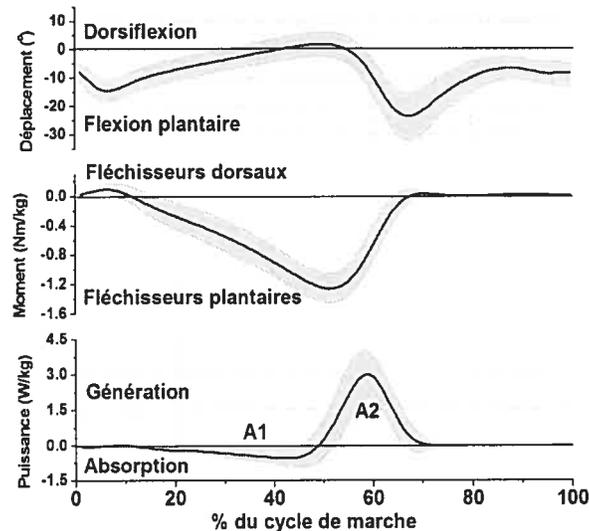


Figure 1.4 – Déplacement ( $^{\circ}$ ), Moment (N·m/kg) et puissance (W/kg) articulaire de la cheville lors d'un cycle de marche (0-100%) d'enfants contrôles. L'aire grise représente  $\pm 1$  l'écart-type de 10 enfants sains du Laboratoire Posture et Locomotion (pour les caractéristiques des sujets voir Annexe I).

En général, pour l'excursion angulaire, on observe une plus grande variabilité inter-sujet chez les enfants que chez les adultes (Lasko-McCarthy, Beuter et Biden, 1990). Sutherland et al. (1988) confirment cette idée en observant une diminution de la variabilité inter-sujet, pour des enfants âgés entre 1 an et 7 ans. En général, les excursions angulaires à la hanche, au genou et à la cheville atteignent un niveau de maturité vers l'âge de 3 ans (Sutherland et al., 1980).

### 1.1.3 Cinétique

Afin d'être plus spécifique dans le développement moteur des enfants, il est possible d'observer d'autres variables telles que les moments et puissances articulaires de la hanche, du

genou et de la cheville lors du cycle de marche. Le moment articulaire net est exprimé en Newton-mètre (N·m). Il représente le groupe musculaire net et l'ensemble de toutes les forces internes agissant sur l'articulation et inclut les moments dus aux muscles, aux ligaments, à la friction articulaire et aux contraintes de structure. Selon notre convention, un moment articulaire net positif représente un effort net des muscles extenseurs. À l'inverse, un moment articulaire net négatif représente un effort net des muscles fléchisseurs. Cependant, le moment articulaire net ne parvient pas à départager chacune de ces composantes. Pour sa part, la puissance articulaire représente le produit scalaire du moment articulaire net par la vitesse angulaire ( $\dot{\theta}$ ). Elle est exprimée en Watts (W). Plus précisément, une puissance positive représente une contraction musculaire concentrique ou une génération d'énergie. À l'inverse, une puissance négative est associée à une contraction musculaire excentrique ou à une absorption d'énergie. Pour chaque moment articulaire net, on peut associer une valeur maximale de puissance telle que rapportée par Winter (1984). Ces valeurs seront détaillées dans les prochains paragraphes pour les articulations de la hanche, du genou et de la cheville. Il est à noter qu'il n'y a pratiquement pas de données disponibles pour les enfants de moins de 2 ans pour des raisons d'application de chacun des segments sur les plates-formes dynamométrique ce qui rend difficile l'analyse cinétique. Nous détaillerons dans un premier temps le patron musculaire de la marche des enfants matures et par la suite nous exposerons, dans une synthèse globale, les différences observées lors de la maturation.

#### 1.1.3.1 Hanche

À l'articulation de la hanche, on observe chez les enfants âgés de plus de 7 ans, un moment articulaire net extenseur au contact talon jusqu'à la phase de mi-support. Le moment extenseur est associé à une contraction concentrique des muscles extenseurs de la hanche ; i.e., les muscles extenseurs de la hanche agissent comme des générateurs de puissance (H1). Par la suite, une extension de la hanche est observée et cause un emmagasinage d'énergie par

les ligaments et les composantes passives des muscles. Les muscles fléchisseurs de la hanche deviennent actifs de façon excentrique (puissance négative, H2) dans la phase terminale de support où la jambe controlatérale est en déchargement, et ce, jusqu'au retour du second double support. À ce point, les fléchisseurs de la hanche passent en contraction concentrique (H3), ce qui permet la flexion active de la hanche vers la phase d'oscillation (voir Figure 1.2).

### 1.1.3.2 Genou

Durant la phase de chargement au contact talon, on observe un moment extenseur caractérisé par une contraction excentrique qui empêche l'individu de s'effondrer (K1) sous la mise en charge du poids du corps. Par la suite, on observe une contraction concentrique des muscles extenseurs du genou afin de redresser le corps (K2). À la période de mi-support, le COM passe devant le genou et le moment change de polarité pour devenir fléchisseur. Ce moment sera créé par l'action concentrique du gastrocnémien. Par la suite, on observe un moment extenseur réalisé par le droit antérieur qui agit dans l'amorce de la phase d'oscillation, mais sert principalement à empêcher le genou de fléchir rapidement. Cet effort musculaire au genou est réalisé par une absorption d'énergie ou contraction excentrique (K3). Dans la phase terminale de l'oscillation, nous obtenons un moment fléchisseur qui absorbe de l'énergie (contraction excentrique) afin de ralentir l'extension de la jambe en vue du contact talon subséquent (K4) (voir Figure 1.3).

### 1.1.3.3 Cheville

Au contact talon, on observe un moment dorsifléchisseur qui agit excentriquement afin de ralentir la descente du pied vers le sol. Ensuite, dans la phase de support, un moment fléchisseur plantaire se construit et le gastrocnémien et le soléaire absorbent de l'énergie (contraction excentrique) (A1). Finalement, les fléchisseurs plantaires génèrent de la puissance (contraction concentrique) (A2) lors de la poussée des orteils. Dans la phase d'os-

cillation, aucun moment ni puissance n'est observé étant donné la faible masse relative du pied. Cependant, l'analyse de l'activité électrique du muscle révèle une faible activation des fléchisseurs dorsaux durant cette période (voir Figure 1.4).

Pour le spectre d'âge pouvant être mis à l'étude, les différences observées sur le plan des moments et des puissances sont très minimales durant le développement de l'enfant. En ce qui a trait aux forces exercées sur le sol, dès l'âge de 2 ans les amplitudes des courbes antéro-postérieures et verticales sont similaires à celles des adultes (Sutherland, 1997). Pour les moments articulaires nets, Oeffinger, Augsburg et Cupp (1997) remarquent une augmentation progressive du moment fléchisseur plantaire et dorsal à la cheville pour neuf enfants âgés entre 4 et 10 ans (3 par groupes d'âges). Leurs études ont montré une diminution de l'absorption (A1) et une augmentation de la génération (A2) à la cheville combiné à une diminution de la production de puissance à la hanche H1 et H3 lors de la maturation. Les plus jeunes enfants utiliseraient donc davantage les muscles de la hanche afin de réduire leur instabilité à la marche. Pour leur part, les adultes et les enfants matures utilisent surtout les muscles de la cheville pour se propulser (Oeffinger et al., 1997). Ces résultats sont légèrement différents de ceux de Öunpuu, Gage et Davis (1991) qui rapportent, pour un échantillon d'enfants plus élevé (31) âgés entre 5 et 16 ans, une similitude dans l'allure générale de la courbe et les mêmes valeurs en amplitude que chez l'adulte. Il est cependant à noter, qu'Oeffinger et al. (1997) observent uniquement une différence dans l'amplitude et non dans l'allure générale de la courbe (patrons de moments articulaires nets). Finalement, Stansfield et al. (2001a) ont réalisé une analyse longitudinale de 5 ans chez 26 enfants âgés entre 7 et 12 ans. Ils ont observé des différences beaucoup plus marquées sur les moments articulaires nets et les puissances à différentes vitesses de marche et que par rapport à l'effet de la maturation des jeunes enfants. Cette étude conforte donc l'idée que la maturation de la marche se termine vers l'âge de 7 ans. Ces auteurs concluent qu'il est préférable de norma-

liser ces variables en fonction de la vitesse de marche, si cette dernière est significativement différente, afin de comparer les sujets et non de normaliser en fonction de l'âge lors de tâches locomotrices chez de jeunes enfants.

#### 1.1.4 Électromyographie

L'EMG permet d'observer l'activité ou l'inactivité électrique des muscles. Alors qu'il est normalement silencieux au repos, le muscle actif produit des impulsions électriques détectables qui seront recueillies sur l'électromyogramme. Cette activité peut-être recueillie à l'aide de deux méthodes : 1- l'enregistrement intramusculaire à l'aide d'aiguilles ou de filaments et 2- l'enregistrement par électrodes de surface. Pour l'acquisition de l'EMG durant des tâches dynamiques, la technique intramusculaire avec filament et la technique d'enregistrement de surface sont priorisées (American Association of Electrodiagnostic Medicine , 1999). Cependant, ces deux techniques ne produisent pas les mêmes résultats. L'enregistrement de surface est moins invasif et permet des mesures avec une meilleure reproductibilité que l'enregistrement intramusculaire avec filament (Kadaba, Wootten, Gainey et Cochran, 1985). Cependant, elle résulte en l'acquisition d'une plus grande surface musculaire, elle est plus assujettie aux interférences de l'activité des autres muscles et elle ne permet pas l'acquisition de données des muscles profonds comme peut le faire l'enregistrement intramusculaire avec filament (Kadaba et al., 1985).

Les données recueillies permettent d'observer l'instant et la durée de l'activation musculaire lors de la locomotion. Pour éviter les techniques invasives chez les enfants, les données électromyographiques lors de projets de recherches, sont recueillies principalement par des électrodes de surface. Sutherland et al. (1988) démontrent un changement dans l'instant d'activation pour le vaste médial, le tibial antérieur, le gastrocnémien et le soléaire entre l'âge de 1 et 2 ans. Le vaste médial présente une activation prématurée dans la phase d'oscil-

lation pour cette tranche d'âge. Okamoto, Okamoto et Andrew (2003) observent, lors d'une étude longitudinale sur une fille âgée entre 3 mois et 7 ans, une atténuation progressive de l'activité du vaste médial dans la phase d'oscillation ; cette activité musculaire disparaît dans la phase d'oscillation après l'âge de 2 ans. Durant la phase de support, le tibial antérieur a une activation prolongée. En effet, une période de 0-48% lors de la phase de support pour des enfants de 1 an comparativement à une période de 0-24% lors de la phase de support pour des enfants de 7 ans (Sutherland et al., 1988). Lors de la phase d'oscillation, l'activation du tibial antérieur est retardée. En effet, on observe un instant d'activation après 20% du début de la phase d'oscillation comparativement à un instant d'activation dès le début de la phase d'oscillation pour les sujets de plus de 2 ans (Sutherland et al., 1988). Finalement, le gastrocnémien et le soléaire s'activent prématurément durant la phase d'oscillation comparativement aux enfants âgés de plus de 2 ans (Okamoto et al., 2003; Sutherland et al., 1988). Les études portant sur l'évolution du signal EMG au cours de la maturation sont incomplètes étant donné la difficulté d'acquérir ces données chez de jeunes enfants. Néanmoins, les études existantes démontrent qu'il y a peu de changement entre l'étape du piétinement et celle du début de la marche (Farmer, 2003). De plus, l'étude longitudinale d'Okamoto et al. (2003) montre qu'à l'âge de 7 ans, les patrons d'activités musculaires ressemblent grandement à ceux retrouvés chez l'adulte.

Les études abordées dans la présente thèse permettent de proposer que les enfants atteignent des patrons moteurs matures (cinétique et EMG) (Okamoto et al., 2003; Öunpuu et al., 1991) vers l'âge de 7 ans et que les variables cinématiques de la marche sont comparables à celles des adultes vers l'âge de 3 ans (Sutherland et al., 1988). Le but premier ou la stratégie biomécanique première serait donc, pour les enfants de très jeune âge, de minimiser le risque de chute durant la locomotion. Par la suite, on observera avec la maturation, l'augmentation de la grandeur de pas, l'augmentation de la vitesse de marche et l'augmentation

de la durée relative de la phase de simple support (Sutherland et al., 1980). Finalement, Stansfield et al. (2001a) ; Stansfield, Hillman, Hazlewood, Lawson, Mann, Loudon et Robb (2001b) et van der Linden, Kerr, Hazlewood, Hillman et Robb (2002) concluent qu'il est préférable de normaliser la marche en fonction de la vitesse et non de l'âge lorsque la marche d'enfants sains et d'enfants présentant certaines pathologies est comparée.

## **1.2 Amputation trans-tibiale**

Il est maintenant reconnu que l'enfant passe par une série d'étapes qui permettent le développement de son système musculosquelettique afin de réaliser des tâches dynamiques de façon optimale et que le niveau de maturation est rapidement atteint soit vers l'âge de 7 ans (Okamoto et al., 2003; Öunpuu et al., 1991; Sutherland et al., 1980, 1988). Qu'arrive-t-il lorsque le système musculosquelettique subit une modification permanente ou n'est tout simplement pas représentatif des sujets dits normaux ? L'amputation trans-tibiale est définitivement un bon exemple de ce type de modifications (perte de l'articulation de la cheville, des muscles, des systèmes proprioceptifs, etc.). Nous élaborerons donc sur ses répercussions sur le système musculosquelettique.

### **1.2.1 Population amputée**

Une amputation est au sens strict une procédure chirurgicale qui consiste à retirer (ablation), entièrement ou en partie, un organe ou un membre. Communément, le mot amputation désigne aussi le résultat de cette opération. Cette intervention chirurgicale est soit réalisée d'emblée (la cause la plus fréquente est alors une maladie vasculaire des membres, telle qu'une artérite), soit réalisée sur un membre sectionné plus ou moins complètement par un accident. Dans le deuxième cas, on vise à obtenir un segment amputé (moignon) de meilleure qualité en terme de cicatrisation, d'appareillage et de fonctionnalité. On parle alors d'amputations acquises, par opposition aux amputations « congénitales ». Une amputation « congénitale »

est un terme impropre, mais couramment utilisé pour désigner l'absence congénitale d'un membre ou d'une partie d'un membre, observée dès la naissance, sans qu'il y ait eu d'intervention chirurgicale. L'agénésie, c'est-à-dire l'arrêt partiel ou total du développement d'une ou de plusieurs parties du corps s'applique à tout organe et généralement, pour les personnes amputées, on utilise l'appellation « agénésie de membre ».

Dans les pays industrialisés, on note une prévalence de personnes amputées du membre inférieur et supérieur de l'ordre de 1,7%. Entre 27 et 43% de celles-ci ne seront jamais appareillées (Codine, Brun et Andre, 1996). Pour ceux qui seront appareillés, 30% signaleront un inconfort relié au port de la prothèse (Codine et al., 1996). Au Canada, entre 1988 et 1990, 12 964 amputations étaient réalisées avec un taux annuel de 24,4 par 100 000 habitants (Gentleman, Parsons, Walsh et Vayda, 1994) L'amputation trans-tibiale comptait pour 71% des amputations des membres inférieurs, et est devenu l'amputation la plus courante en Amérique du Nord et dans plusieurs pays d'Europe (Stewart et Jain, 1993). Au Québec entre 1982 et 1989 34 par 100 000 habitants subissaient une amputation des membres inférieurs (tiré de Grisé, Gauthier-Gagnon et Martincau, 1993).

### 1.2.2 Causes d'amputations

Chez les personnes âgées, la maladie chronique athéro-sclérotique des membres inférieurs est responsable du blocage des vaisseaux sanguins et est associée à plus de 70% des amputations. Les autres causes d'amputations sont reliées aux accidents ou traumatismes (22%), au cancer (5%) et aux malformations congénitales (3%) (Ebskov, 1983; Kay et Newman, 1975; Persson, 2001; Pohjolainen, Alaranta et Wikström, 1989). Le plus souvent séniles, les artérites peuvent également survenir précocement (diabète, tabac, etc.). On remarque que 75% de la population amputée est âgée de plus de 65 ans et que 90% des cas d'amputation se

situent au niveau des membres inférieurs, avec une plus grande incidence chez les hommes que chez les femmes (2 : 1) (Boontje, 1980 ; Davies, Friz et Clippinger, 1970 ; Ebskov, 1983). Chez les enfants, 72% sont amputés des membres inférieurs et l'amputation trans-tibiale est la plus répertoriée. En ordre d'importance, les principales causes d'amputation sont les malformations congénitales, les maladies comme la méningite et l'ostéosarcome (cancer) et les traumatismes (Yigiter, Ulger, Sener, Akdogan, Erbahçeci et Bayar, 2005). Finalement, 96% des enfants amputés des membres inférieurs retrouvent, à l'aide de la réadaptation, un patron locomoteur fonctionnel (Yigiter et al., 2005).

### 1.2.3 Appareillage et modifications musculosquelettiques

Alors que chez des amputés d'origine traumatique on a toujours tendance à réaliser un appareillage le plus précocement possible, voir un appareillage dit immédiat, les amputés de cause d'artérite, eux, doivent reprendre une marche avec appareillage de façon plus prudente, en raison de la vascularisation souvent déficiente et de la fragilité des téguments (peau du moignon). Afin de permettre une meilleure fonctionnalité le plus rapidement possible, l'appareillage d'une amputation causée par une tumeur à un membre inférieur ou supérieur, consiste à placer précocement des prothèses identiques à celles prévues pour les amputations d'origine traumatique ou même pour les agénésies du membre, (Codine et al., 1996).

Il existe plusieurs niveaux d'amputation des membres inférieurs (voir Figure 1.5). Il y a la désarticulation de la hanche, l'amputation trans-fémorale, l'amputation de Gritti, la désarticulation du genou, l'amputation trans-tibiale et l'amputation de Syme.

Pour cette thèse, nous porterons notre attention à l'amputation trans-tibiale. Pour les chirurgies d'amputation, plusieurs techniques de lambeaux existent. Nous détaillerons ici

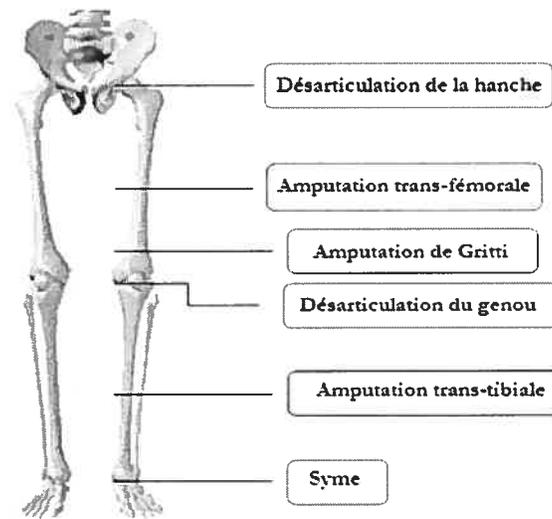


Figure 1.5 – Différents niveaux d'amputation du membre inférieur

l'approche Kendrick, connue pour être efficace, sécuritaire et avantageuse d'un point de vue anatomique (Kaufman, 1995). Cette chirurgie se pratique de la façon suivante : on incise à travers les tissus (peau, gras, muscles) pour décoller deux portions des tissus de la jambe, la portion antérieure plus courte que la postérieure d'un ratio 1 : 2. On forme ainsi deux lambeaux de peau et de muscles qui seront recousus ensemble sur l'extrémité du moignon avec une cicatrice postérieure afin d'éviter de placer la cicatrice dans une zone de mise en charge. Un matelas musculaire sera ainsi constitué sur l'extrémité fragile. Le tibia est coupé à la scie oscillante (souvent en biseau). La fibula, si elle est encore utile, est coupée quelques centimètres plus haut (2 cm). L'os est raboté pour être arrondi et le canal médullaire est bouché. Le périoste (membrane qui entoure l'os) est suturé sur l'extrémité osseuse. On doit trouver le nerf sciatique et l'infiltrer avec des anesthésiants avant de le sectionner haut et l'enfourer entre les muscles afin d'éviter qu'il devienne trop sensible ou qu'il y ait développement d'un névrome (tumeur formée de tissus nerveux). Les vaisseaux coupés sont anastomosés le plus bas possible afin d'irriguer adéquatement les extrémités. On suture les groupes de muscles

(internes, externes, antérieurs, postérieurs) sur l'os après les avoir noués entre eux deux par deux, en passant éventuellement les fils par des perforations faites dans le tibia. Les muscles trouvent un nouveau point d'attache et certaines contractions musculaires pourront ainsi être conservées (Codine et al., 1996). Ces contractions musculaires ne sont toutefois pas efficaces dans la production de mouvements.

Une fois l'opération terminée, la personne amputée peut être appareillée (emboîture, pilon et pied prothétique). Le membre résiduel, appelé moignon sera couvert d'un manchon qui protégera ce dernier des blessures reliées au frottement et qui permettra aussi à l'emboîture de s'y fixer. Il y a plusieurs possibilités de fixation de l'emboîture. Deux types d'ancrage attirent tout particulièrement notre attention, la supra condylienne qui permet une fixation par les condyles latéraux et médiaux du fémur et l'ancrage à engrenage qui permet de fixer le manchon à l'emboîture par son extrémité distale (voir Figure 1.6).

Par la suite, le pied prothétique est relié à l'emboîture par un pilon fait de différents matériaux (carbone, aluminium, composite, etc.). Finalement, la perte de l'articulation de la cheville et des muscles croisant cette articulation, doit être remplacée car les fléchisseurs plantaires sont responsable de 80% de la génération d'énergie à la marche (Winter, 1991). Afin de répondre aux différents besoins des personnes amputées trans-tibiales, il existe plusieurs modèles de pieds prothétiques dont certains sont principalement conçus pour emmagasiner et restituer de l'énergie afin de pallier la perte de l'action des fléchisseurs plantaires. Pour déterminer le pied adéquat, il faut tenir compte de la taille de la personne amputée, de son poids et des activités qu'elle pratique. Il est important de noter que l'appareillage d'enfants avec une malformation congénitale doit épouser les étapes du calendrier neurologique. On présente donc une prothèse à des enfants dès l'âge de 6 mois afin d'assurer la verticalisation à l'âge de 12 mois (Codine et al., 1996). De 1 à 5 ans, les prothèses assureront la stabilité

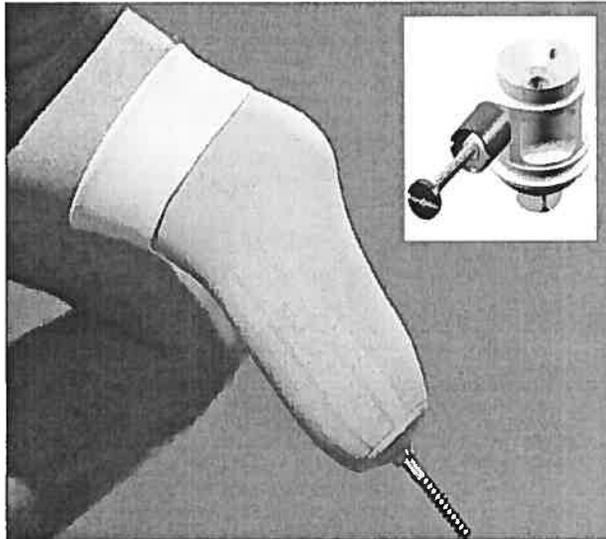


Figure 1.6 – À gauche un manchon en latex permettant un ancrage à engrenage, en haut à droite un engrenage permettant le lien entre le manchon et l'emboîture.

verticale, tandis que dès l'âge de 5 ans, on tentera d'optimiser l'appareillage afin d'augmenter les performances à la marche en allégeant la prothèse ou en disposant d'une prothèse à retour d'énergie. Plusieurs types de pied prothétique sont disponibles pour les enfants : le pied «solid ankle, cushion heel» SACH<sup>®</sup>, le pied LightFoot<sup>®</sup> de Seattle System et le pied TruPer<sup>®</sup> de College Park. Pour les enfants peu actifs, le pied à cheville solide et talon rembourré SACH<sup>®</sup> foot peut être considéré. Ce pied de caoutchouc sans articulation entraîne cependant une augmentation de la dépense énergétique par rapport aux autres pieds. Il est donc conseillé pour un usage à court terme (appareillage temporaire). Le LightFoot<sup>®</sup> de Seattle System permet une réponse dynamique / élastique et une absorption des chocs lors d'activités dynamiques (voir Figure 1.7). Ce pied prothétique est recommandé pour des enfants de niveau fonctionnel ambulateur. Ces types de pied sont aussi appelés « pied qui emmagasine et restitue de l'énergie ». Le pied donne l'impression à l'amputé qu'il est propulsé vers l'avant, lui offrant une plus grande variété de mouvements et une démarche qui

semble plus naturelle.

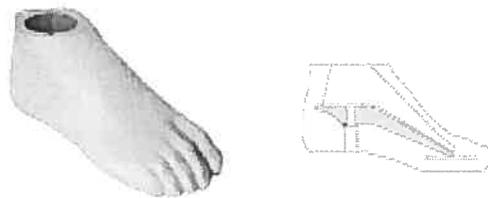


Figure 1.7 – Pieds prothétiques pédiatriques, le pied LightFoot de Seattle.

Avec les modifications musculosquelettiques créées par la chirurgie et l'appareillage de la jambe atteinte, l'amputation trans-tibiale est responsable de plusieurs changements biomécaniques (os, muscles et articulations manquants). En considérant ces changements biomécaniques, les variables spatio-temporelles, la cinématique et la dynamique (cinétique et EMG) des membres inférieurs se trouvent altérées lors de tâches dynamiques des membres inférieurs.

#### 1.2.4 Adaptations biomécaniques des amputés trans-tibiaux

Étant donné que peu d'études aient été effectuées chez les enfants amputés trans-tibiaux, nous incorporerons les études réalisées chez les adultes amputés trans-tibiaux à cette revue de littérature afin de la rendre plus complète. Les études traitent principalement des tâches locomotrices (marche, course, évitement d'obstacles). Nous porterons une attention particulière à celles ayant étudié la marche.

##### 1.2.4.1 Paramètres spatio-temporels

Lors de la marche chez des adultes amputés trans-tibiaux, on observe une diminution de la phase d'appui et une augmentation de la durée de la phase d'oscillation à la jambe

amputée (Codine et al., 1996). Globalement, on constate une augmentation de la durée du pas, une diminution de la vitesse de marche et une diminution de la longueur de pas (Codine et al., 1996). Gailey, Wenger, Raya, Kirk, Erbs, Spyropoulos et Nash (1994) ont observé que les amputés trans-tibiaux utilisent 16% plus d'énergie et marchent 11% plus lentement que les sujets sains. Chez les adultes et les enfants amputés trans-tibiaux Isakov, Burger, Krajinik, Gregoric et Marincek (1997) et Engsberg, Tedford, Harder et Mills (1990) rapportent respectivement que la longueur de pas et le temps d'oscillation sont plus longs du côté de la jambe amputée alors que le temps de la phase de support et le temps de simple support sont plus courts. Plus précisément, Sanderson et Martin (1997) observent chez six adultes ( $40,2 \pm 6,9$  ans) amputés trans-tibiaux des valeurs de temps relatif de la phase de support de 65,3% pour la jambe saine et de 61,8% pour la jambe amputée comparativement à 65,7% pour les sujets contrôles, et ce, pour une vitesse de marche de 1,2 m/s. Powers, Rao et Perry (1998) remarquent, chez 10 hommes âgés ( $62,3 \pm 6,9$  ans) amputés trans-tibiaux, que la vitesse de marche est plus lente, mais qu'il n'y a pas de différence dans la cadence par rapport à des sujets contrôles. Finalement, ils relèvent que la mise en charge est de plus longue durée chez les sujets amputés que chez les sujets contrôles (20,6% vs 12,1%).

Contrairement aux études précédentes, pour une population d'enfants amputés trans-tibiaux âgés entre 4 et 13 ans, Lewallen et al. (1986) observent une période de support de 63,5% et une période d'oscillation de 36,5% comparativement à 61 et 39% pour des enfants sains du même âge. Cette différence pourrait être expliquée par le fait que cette étude inclut des enfants âgés de moins de 7 ans. Finalement, Engsberg et al. (1990) mettent également en évidence une asymétrie entre la jambe amputée et la jambe saine. En effet, ils rapportent une plus longue durée pour la phase de support, une période plus courte de double support et d'oscillation à la jambe saine.

#### 1.2.4.2 Cinématique

Des différences mineures, entre les sujets amputés et les sujets contrôles, sont relevées lors des déplacements angulaires de la hanche, du genou et de la cheville. La différence la plus marquée se produit évidemment à l'articulation de la cheville de la jambe amputée où le mouvement de flexion plantaire est plus petit ou inexistant dans la phase de poussée (Sanderson et Martin, 1997). Sanderson et Martin (1997) rapportent également des changements plus subtils, comme par exemple le genou de la jambe saine qui demeure un peu plus en extension durant la phase de support. Pour leur part, Isakov, Keren et Benjuya (2000) observent, lors de la mise en charge, un angle au genou du côté amputé plus grand (en flexion) que celui des sujets contrôles. Powers et al. (1998) remarquent que la cinématique du genou des hommes âgés amputés trans-tibiaux diffère de celle des sujets contrôles pour les 40 premiers centièmes du cycle de marche. En effet, contrairement à l'étude d'Isakov et al. (2000), Powers et al. (1998) notent une diminution de la flexion, lors de la mise en charge, pour des hommes amputés trans-tibiaux lorsque comparé à des sujets contrôles (9,5 vs 18,6°). En ce qui a trait à l'articulation de la hanche, elle sera un peu plus en extension lors de la mise en charge et ira plus en flexion durant la phase d'oscillation du côté de la jambe amputée (Sanderson et Martin, 1997). Lewallen et al. (1986) constatent que chez des enfants amputés trans-tibiaux, une augmentation de 10° de la flexion plantaire est observée à la jambe saine. Ils remarquent cependant la même cinématique au genou entre les enfants amputés trans-tibiaux et contrôles. Finalement, à l'articulation de la hanche, Lewallen et al. (1986) observent une tendance à conserver une excursion angulaire en flexion durant la phase de support et une amplitude articulaire diminuée en flexion pour les enfants amputés trans-tibiaux.

### 1.2.4.3 Cinétique

De plus grandes différences sont relevées pour les variables cinétiques étant donné que les personnes amputées trans-tibiales ont perdu l'un des principaux moteurs de la marche, soit les muscles fléchisseurs plantaires agissant à l'articulation de la cheville. En ce qui concerne les efforts musculaires et les puissances, Winter et Sienko (1988) observent une grande variabilité à la hanche chez les adultes amputés trans-tibiaux. Chez certains de ces adultes on note un moment extenseur des muscles de la hanche pour l'ensemble de la phase de support tandis que chez d'autres, on observe un moment fléchisseur des muscles de la hanche pendant la phase de support. Winter et Sienko (1988) remarquent aussi, pour la puissance articulaire, une valeur maximale de H1 plus élevée que chez les sujets contrôles. Cette augmentation de travail sert à propulser le corps vers l'avant. De plus, leurs résultats démontrent que la bouffée H3 est bien présente durant la phase de poussée créant ainsi la flexion active de la hanche. Pour leur part, Sanderson et Martin (1997) rapportent une plus grande différence à la hanche durant la première moitié de la phase de support. La jambe amputée effectue un moment articulaire net extenseur plus faible que les jambes saines et contrôles. À la jambe amputée, Sadeghi, Allard et Duhaim (2001) observent que la puissance à la hanche est augmentée pour toutes les valeurs maximales de production d'énergie (H1 et H3). De plus, ces auteurs constatent que les adultes amputés trans-tibiaux modifient leurs efforts musculaires à la jambe saine en augmentant l'activité des extenseurs de la hanche. Cette activité musculaire accrue sert en majeure partie à pallier le manque de force musculaire induit par la perte de la cheville et des muscles agissant à cette articulation.

À l'articulation du genou, Winter et Sienko (1988) observent un moment articulaire presque nul pour la durée initiale de la phase de support et des valeurs normales pour la seconde moitié. Pour la puissance, ils remarquent l'absence d'absorption d'énergie (K1) et de génération d'énergie (K2) par les extenseurs. Ils retrouvent des valeurs normales pour la

puissance K3 (absorption d'énergie) durant la période de poussée et une quasi-absence de la valeur K4 (absorption d'énergie) à la fin de la phase d'oscillation. Pour leur part, Sanderson et Martin (1997) stipulent que les plus grandes différences relevées pour la cinétique se retrouvent à l'articulation du genou, surtout dans la première partie de la phase de support, soit durant la mise en charge. En effet, ils observent un moment fléchisseur important et un changement de polarité (moment fléchisseur à extenseur) pour les jambes saines et contrôles contrairement à la jambe amputée qui demeure, pour l'ensemble de la phase de support, fléchisseur. Par la suite, vers 45% du cycle de marche, la jambe saine et la jambe contrôle retournent vers un moment articulaire fléchisseur. Contrairement à Winter et Sienko (1988), Sanderson et Martin (1997) ne notent aucune différence entre de jeunes sujets amputés trans-tibiaux et de jeunes sujets contrôles pour le reste de la phase de support et d'oscillation. Pour leur part, Powers et al. (1998) remarquent principalement que la jambe amputée de sujets âgés amputés trans-tibiaux produit un moment articulaire net extenseur pour la majeure partie de la phase de support et que les valeurs et les formes du moment sont similaires durant toute la phase d'oscillation. Powers et al. (1998) remarquent que la jambe amputée des adultes amputés trans-tibiaux produit une puissance pratiquement nulle durant la phase de support. Il n'y a donc pas de production de puissance par les extenseurs après la mise en charge et la flexion du genou afin de relever le COM.

À la jambe amputée, Winter et Sienko (1988) observent une plus grande période de moments dorsifléchisseurs à l'articulation de la cheville (18% comparativement à 6% pour les sujets sains) étant donné que le changement de polarité du moment se produit lorsque le centre de pression (variable représentant le point d'applications de toutes les forces qui agissent sur la surface de contact entre le sol et le pied) passe devant le centre articulaire de la cheville. Les sujets amputés trans-tibiaux doivent donc attendre que le pied soit rendu complètement à plat avant que le moment devienne fléchisseur plantaire. Winter et Sienko (1988)

remarquent aussi une diminution de l'ordre de 30-40% du moment fléchisseur plantaire lors de la poussée par rapport aux sujets contrôles. Sanderson et Martin (1997) obtiennent eux aussi les mêmes résultats. En effet, ils observent un moment dorsifléchisseur plus grand et de plus longues durées au début de la phase de support à la jambe amputée. De plus, les sujets contrôles vont produire un moment fléchisseur plantaire plus important et vont générer plus de puissance dans la phase de poussée que les sujets amputés trans-tibiaux, et ce, pour les deux jambes (amputée et non amputée).

Pour les enfants amputés trans-tibiaux, les forces de réactions au sol sont différentes pour la jambe amputée et la jambe saine, mais aussi différentes de celles observées chez des enfants contrôles (Engsberg, Lee, Patterson et Harder, 1991; Engsberg, Lee, Tedford et Harder, 1993). Plus précisément, une plus grande force verticale, latérale et postérieure, à la mise en charge, est mesurée sur la jambe saine que sur la jambe amputée de même que sur la jambe contrôle (Lewallen et al., 1986).

Chez l'adulte amputé trans-tibial, la réduction de la poussée à la fin de la phase de support est partiellement compensée par l'augmentation du travail des extenseurs de la hanche (Czerniccki, 1996; Sadeghi et al., 2001).

#### 1.2.4.4 Électromyographie

L'activité électrique musculaire des amputés trans-tibiaux se trouve altérée lors de la marche. En effet, Isakov et al. (2000) remarquent une diminution du volume et de la force musculaire du côté amputé pour des adultes amputés trans-tibiaux ( $45,1 \pm 7,1$  ans). Plus précisément, une faiblesse du quadriceps et de l'ischio-jambiers est observée chez des adultes amputés trans-tibiaux. Les muscles de la jambe saine deviendraient donc dominants dans le maintien de l'équilibre lors des phases de double support. Isakov, Burger, Krajnik, Gregoric

et Marincek (2001) relèvent également une différence dans l'activation du biceps fémoral lors du cycle de marche chez des adultes amputés trans-tibiaux ( $37,4 \pm 8,0$  ans). En effet, pour la jambe saine, l'instant d'activation musculaire se produit vers 93% du cycle de marche afin de ralentir la jambe avant le contact talon subséquent. Par contre, pour la jambe amputée un instant d'activation musculaire se produit à 10% du cycle de marche (Isakov et al., 2001). De plus, une augmentation de l'activité musculaire du biceps fémoral est notée durant les phases de support et d'oscillation (Isakov et al., 2000). Finalement, en ce qui concerne le vaste médial, Isakov et al. (2001, 2000) observent une activation et une amplitude musculaire similaire pour les deux jambes des adultes amputés trans-tibiaux. Contrairement à Isakov et al. (2001), Powers et al. (1998) ne relèvent aucune différence dans l'instant d'activation musculaire. Cependant, ils remarquent une augmentation de l'activité électrique pour le vaste latéral, le semi membraneux et le biceps fémoral des adultes amputés trans-tibiaux où 40% de la force isométrique maximale est produite lors du cycle de marche comparativement à 29% chez les sujets contrôles. De plus, Powers et al. (1998) observent une plus longue durée de l'activité musculaire chez les adultes amputés trans-tibiaux que chez les adultes contrôles (43% vs 18% du cycle de marche) pour le vaste latéral, le semi membraneux et le biceps femoris. La plus grande différence se situe au biceps fémoral où l'activité à la jambe amputée était d'une durée de 56% du cycle de marche comparativement à 13% du cycle de marche pour les sujets contrôles.

Brièvement, pour des tâches plus complexes comme l'évitement d'obstacles, Hill, Patla, Ishac, Adkin, Supan et Barth (1997) et Hill et al. (1999) ne constatent aucune différence sur le plan de la cinématique angulaire (excursion angulaire de la hanche, du genou et de la cheville) pour des adultes amputés trans-tibiaux et contrôles, et ce, même lorsque la hauteur de l'obstacle était augmentée. Cependant, Hill et al. (1999) remarquent une différence entre les adultes amputés trans-tibiaux et contrôles dans le travail (aire sous la courbe de la

puissance et est exprimé en Joules (J)) à l'articulation de la hanche et du genou dans le plan sagittal. Plus précisément, lorsque la hauteur de l'obstacle est augmentée, ils remarquent un travail accru à l'articulation de la hanche du côté amputé comparativement à la hanche du côté sain durant la phase d'oscillation. À l'articulation du genou du côté sain, lorsque la hauteur de l'obstacle est augmentée, ils observent un plus grand travail qu'au genou du côté amputé durant la phase d'oscillation. Le système nerveux central des jeunes adultes amputés trans-tibiaux ( $42,4 \pm 14,1$  ans) semble donc capable de faire une mise à jour du modèle interne de l'appareil locomoteur et d'utiliser le nouveau segment, avec la prothèse, dans une variété de mouvements, en modifiant les stratégies de contrôle appropriées. Les changements observés aux paramètres spatio-temporels, à la cinématique articulaire, aux efforts musculaires nets, aux puissances articulaires et à l'EMG, lors de tâches dynamiques des membres inférieurs, pourraient entraîner des modifications à long terme sur le système ostéo-articulaire.

### 1.2.5 Modifications musculosquelettiques à long terme

Lorsque les muscles du corps humain sont altérés (atrophie), leurs capacités de développer de la force musculaire est modifiée (Shields, 2002). Il est possible de compenser ces changements musculaires en modifiant les efforts des autres muscles tout en effectuant le même mouvement (Ageberg, 2002), c'est ce que nous appelons la redondance musculaire. On peut changer également le mouvement pour diminuer la charge sur le muscle, mais ceci diminue significativement la performance (Hooper, Morrissey, Crookenden, Ireland et Beacon, 2002). L'option de modifier les efforts des autres muscles est donc favorisée pour des raisons de fluidité, de coût physiologique et de rendement mécanique. La nouvelle séquence musculaire entraîne potentiellement de nouveaux problèmes au système musculosquelettique. Ce phénomène est particulièrement observé chez les adultes amputés trans-tibiaux.

Environ 71% des adultes amputés trans-tibiaux se plaignent de douleurs à la jambe amputée et à la jambe saine et dans le bas du dos (Burke et al., 1978 ; Hurley, McKenney, Robinson, Zadavec et Pierrynowski, 1990; Skinner et Effeney, 1985). Ces douleurs sont reliées à des maladies dégénératives comme l'ostéoarthrite, présente aux genoux de la jambe saine et de la jambe amputée des amputés trans-tibiaux (Burke et al., 1978 ; Melzer, Yekutieli et Sukenik, 2001 et Norvell et al., 2005).

Chez les adultes en général, l'ostéoarthrite est la forme la plus commune d'arthrite et on la retrouve le plus souvent à l'articulation du genou (6%) et à celle de la hanche (3%) (Felson et Zhang, 1998). Cette maladie occasionne des problèmes surtout lors d'activités telles que la marche et la montée d'escaliers (Guccione, Felson, Anderson, Anthony, Zhang, Wilson, Kelly-Hayes, Wolf, Kreger et Kannel, 1994). Il y a des évidences claires qui nous montrent que la prévalence d'ostéoarthrite augmente avec l'âge et est, de plus, spécifique au genre (Cunningham et Kelsey, 1984; Felson, Naimark, Anderson, Kazis, Castelli et Mcenan, 1987). En effet, avant l'âge de 50 ans, la prévalence d'ostéoarthrite est plus élevée chez l'homme pour la plupart des articulations. Après l'âge de 50 ans, ce sont les femmes qui sont plus affectées par l'ostéoarthrite aux mains, aux pieds et aux genoux. Les causes de l'ostéoarthrite sont multifactorielles. Des facteurs de risque systémiques comme l'ethnicité, le statut hormonal, la densité osseuse, la génétique, la malnutrition prédisposent les sujets au développement d'ostéoarthrite (Felson, Lawrence, Dieppe, Hirsch, Helmick, Jordan, Kington, Lane, Nevitt, Zhang, Sowers, McAlindon, Spector, Poole, Yanovski, Ateshian, Sharma, Buckwalter, Brandt et Fries, 2000; Issa et Sharma, 2006). Des facteurs ayant un impact biomécanique tels que l'obésité, l'altération de l'environnement mécanique de l'articulation qui affecte la distribution de la charge, les blessures sévères aux articulations, la faiblesse musculaire et la laxité articulaire participent aussi au développement de l'ostéoarthrite (Felson et al., 2000; Issa et Sharma, 2006).

Chez les amputés trans-tibiaux, on retrouve plusieurs de ces facteurs de risque responsables du développement de l'ostéoarthrite. Pour la présente thèse, notre intérêt se portera principalement sur les aspects de la laxité articulaire. La stabilité articulaire est contrôlée mécaniquement par les muscles agissant aux articulations lors d'activités dynamiques comme, par exemple, la marche. Afin d'estimer ces efforts musculaires, il existe plusieurs méthodes (la dynamique inverse, assistée par l'EMG, l'optimisation numérique, la méthode hybride, etc.) qui seront exposées dans la prochaine section.

### 1.3 Méthodes d'estimation des efforts musculaires

À ce jour, les outils évaluant la locomotion ont permis de mettre en évidence plusieurs mécanismes régissant cette activité quotidienne. L'analyse biomécanique du mouvement en général et de la locomotion en particulier requiert la détermination de variables associées aux causes du mouvement qui ne sont pas directement mesurables. Le corps humain étant un système poly-articulé, il est constamment soumis à plusieurs types de force : forces de réaction au sol, forces inertielles, force gravitationnelle et forces internes produites par les muscles, les tendons, les ligaments et les structures osseuses. Sous l'effet de ces forces, ce système poly-articulé produit des déplacements angulaires qui lui permettent, entre autres, d'avancer durant la marche. Le déplacement angulaire des segments du corps est donc directement lié aux efforts produits à chacune des articulations, si certaines prémisses sont respectées. En effet, une distinction a été faite entre les mécanismes composés de solides indéformables reliés entre eux par des liaisons supposées idéales et les structures déformables. Il est donc important de mentionner qu'en biomécanique la résolution de la dynamique inverse ou directe dépend de certaines prémisses. En voici cinq qui sont suggérées par Winter (1990) :

1. Chaque segment a un COM à un endroit fixe.

2. Cette position de COM demeure fixe durant tout le mouvement.
3. L'articulation est charnière (articulation trochléenne) et tourne autour d'un seul axe.
4. Le moment d'inertie est constant à chaque segment et ce durant tout le mouvement.
5. La longueur du segment est constante.

En respectant ces cinq prémisses, il serait donc possible de passer de la cinétique à la cinématique ou vice-versa. Ceci pourrait être fait par la dynamique directe qui consiste à trouver les trajectoires de points (une extrémité d'un membre par exemple) à l'aide des forces et des moments qui causent le mouvement ou par la dynamique inverse « Top-down » qui consiste à déterminer les forces et les moments de force nécessaires pour produire un mouvement prédéterminé. Plus précisément, la technique « Top-down » consiste à partir du segment non contraint pour retrouver les efforts musculaires nets à chaque articulation. Cette méthode requiert uniquement la cinématique et les données anthropométriques comme données d'entrée. Le désavantage de cette méthode est qu'il se produit de nombreuses erreurs reliées à l'estimation des accélérations (Cahouët, Martin et Amarantini, 2002 ; Cappozzo et al., 1975 ; Challis et Kerwin, 1996; Hatze, 2002). Bresler et Frankel (1950) avaient proposé une méthode combinant la cinématique et la cinétique (forces et moments de réaction au sol) afin d'estimer les efforts musculaires aux différentes articulations. Cette méthode, que nous nommons « Bottom-up » popularisée par Winter (1990), consiste à partir du segment contraint jusqu'au segment libre. Elle requiert des données d'entrée de cinématique et d'anthropométrie tout comme la « Top-down ». Cependant, on lui ajoute des données de cinétique en y intégrant les forces externes mesurées aux points d'appui du corps. Pour résoudre les problèmes de dynamique inverse, plusieurs méthodes sont à notre disposition (Newton-Euler, Lagrange, Alembert, Kane).

### 1.3.1 Moments nets

En biomécanique, la résolution classique d'un problème de dynamique se fait en établissant les équations de mouvement du système, le plus souvent par le biais des équations de Newton-Euler, mais aussi par le formalisme Lagrangien (Amarantini et Martin, 2004; Spägle, Kistner et Gollhofer, 1999; Zajac et Gordon, 1989). Les équations de Newton-Euler permettent d'estimer les forces inter-articulaires tandis que le formalisme de Lagrange permet de simplifier les expressions mathématiques sans toutefois calculer les forces inter-articulaires.

### 1.3.2 Problèmes inhérents à l'estimation des efforts musculaires

Bien que les outils biomécaniques mentionnés précédemment identifient les groupes musculaires nets utilisés durant la locomotion chez les adultes sains, ils sont limités dans leur capacité à estimer les efforts des muscles agonistes et antagonistes. Par définition, un muscle agoniste est l'actionneur principal du mouvement, tandis que le muscle antagoniste agit contre ce mouvement. Plus précisément, l'effort agoniste est défini comme un effort ayant la même polarité que le moment net. À l'opposé, un effort antagoniste a la polarité inverse au moment net. L'application des méthodes « Top-down » ou « Bottom-up » à des populations présentant des déficiences musculo-squelettiques est fortement questionnable en raison des prémisses mécaniques qui ne sont pas respectées et qui invalident les conclusions scientifiques. En effet, l'activation des muscles antagonistes peut grandement se modifier au cours du mouvement et créer un moment articulaires net égal à zéro et suggérer qu'aucun moment soit produit à l'articulation (DeSerres et Milner, 1991; Milner et Cloutier, 1998; Winter et Sienko, 1988). De plus, le corps est soumis à deux types de redondance. Ces redondances permettent au corps humain de s'adapter à plusieurs conditions mais causent aussi des problèmes pour l'estimation des efforts musculaires. La première redondance concerne le nombre des degrés de liberté disponibles permettant de réaliser la même tâche (marche, course, saut, etc.) mais de différentes manières en variant le nombre de degrés de liberté impliqués et

donc le nombre d'articulations qui seront engagées dans l'exécution du mouvement (Bernstein, 1967; Buchanan et Kelso, 1999; Kelso, 1995; Milliex, Calvin et Temprado, 2005). La seconde redondance est dite musculaire (le corps possède plus d'actionneurs qu'il en a réellement besoin) et amène un problème supplémentaire à l'utilisation de la méthode de la dynamique inverse. En effet, cette dernière ne permet pas d'estimer l'effort simultané produit par chaque muscle ou groupe musculaire qui permet de respecter l'équilibre à une ou plusieurs articulations. Donc, d'un point de vue mathématique, la redondance du système musculosquelettique conduit à formuler un système d'équations à solution indéterminée (plus d'inconnus que d'équations) (An, Kaufman et Chao, 1995; Dul, Johnson, Shiavi et Townsend, 1984a; Dul, Townsend, Shiavi et Johnson, 1984b). En effet, le corps compte environ 630 muscles et 244 degrés de libertés (Morecki et al., 1984), ce qui fait 2,6 muscles pour chaque degré de liberté. Il existe donc une infinité de combinaisons musculaires permettant de réaliser le même effort musculaire (Bernstein, 1967; Challis, 1997; Prilutsky et Zatsiorsky, 2002).

Pour remédier à la redondance musculaire, il existe trois méthodes d'estimation. La première est une méthode de réduction qui diminue le nombre de forces inconnues (musculaires, articulaires, frictions) agissant à une articulation, à un nombre égal au nombre d'équations du mouvement disponibles. Comme mentionné ci-haut, cette méthode ne tient pas compte de l'effet de la bi-articularité des muscles ni de l'effet des forces musculaires antagonistes (Collins, 1995). Il est possible d'estimer les efforts produits par chaque muscle ou groupe musculaire à partir des deux autres méthodes. La deuxième méthode, assistée par EMG, consiste à se servir de l'EMG afin de lever l'indétermination du système d'équations et de prédire directement les forces musculaires en tenant compte de la longueur du muscle et de sa vitesse de contraction (Marras et Granata, 1997). Finalement, la troisième méthode, dite alternative, qui utilise l'optimisation numérique. Il y a deux types d'optimisation : la statique et la dynamique. Pour cette thèse, nous nous arrêterons aux méthodes par optimi-

sation statique, car elles sont beaucoup plus simples en terme de formulation et les résultats sont relativement équivalents pour l'analyse de la marche (Anderson et Pandy, 2001).

### 1.3.3 Méthodes alternatives d'estimation des efforts musculaires

Bien que le système musculosquelettique soit redondant, le nombre de patrons musculaires reste tout de même restreint pour la locomotion (Olrec et Vaughan, 1995). Ce nombre de patrons musculaires restreints a permis l'émergence de modèles biomécaniques basés sur l'optimisation. L'hypothèse de ces méthodes est que le corps optimisera l'activation musculaire et la sélection du nombre de degrés de liberté impliqués dans le mouvement afin de le rendre le plus efficace possible, et ce, en minimisant ou maximisant une fonction correspondant à un critère physiologique que l'organisme est susceptible d'employer (par exemple, minimiser le coût énergétique, minimiser la fatigue musculaire, maximiser le temps d'endurance de la contraction musculaire, etc.) (Alexander, 2000; Crowninshield et Brand, 1981; Dul et al., 1984a et Rasmussen, Damsgaard et Voigt, 2001). Ce type de méthode est cependant critiqué (Buchanan et Shreeve, 1996; Challis et Kerwin, 1993; Challis, 1997 et Cholewicki et al., 1995), car il ne conduit pas toujours à des solutions dites physiologiques. C'est pour cette raison que certains auteurs ont créé une méthode hybride d'estimation des forces et des moments musculaires en combinant la méthode d'estimation des moments articulaires nets et l'optimisation numérique à des signaux EMG (Amarantini et Martin, 2004; Cholewicki et al., 1995; Gagnon et al., 2001).

Par exemple, la méthode d'Amarantini et Martin (2004) propose une approche hybride avec calibration isométrique. La calibration isométrique est préalable à l'estimation des forces musculaires en dynamique car elle a pour objectif de permettre de trouver les coefficients de la relation entre l'EMG et le moment articulaire net en situation statique. Ces coefficients sont par la suite utilisés dans la procédure d'estimation des efforts musculaires durant la

tâche dynamique (Amarantini et Martin, 2004 et Olney et Winter, 1985). Cette méthode a l'avantage de tenir compte de l'influence des relations force - vitesse et force - longueur mises en évidence par l'étude de la mécanique musculaire (Goubel et Linsel-Corbeil, 2003; Hof et den Berg, 1981 et Olney et Winter, 1985). De plus, cette technique considère la bi-articularité des muscles et permet de conserver, pour chaque instant de la tâche dynamique, la convention des signes des moments musculaires. Ce principe permet de respecter l'effort musculaire produit conformément aux fonctions anatomiques propres à chacun des muscles ou groupes musculaires. La méthode d'estimation des efforts musculaires d'Amarantini et Martin (2004) a été validée à l'aide d'une tâche dynamique de piétinement. Cette tâche représente un défi pour le système du contrôle de l'équilibre car elle introduit une coordination pluri-articulaires, un modèle rythmique bilatéral des membres inférieurs semblable à celui de la marche et elle demande le maintien de l'équilibre postural (Garcia, Nelson, Ling et Olden, 2001). La tâche de piétinement a été employée afin d'évaluer l'équilibre dynamique pour les adultes en bonne santé (Okubo, Oku, Tsutsumiuchi, Watanabe et Ishida, 1981). De plus, elle a été utilisée pour évaluer les déviations posturales chez les personnes avec un dysfonctionnement périphérique tel que la labyrinthite (Hickey, Ford, Buckley et O'Connor, 1990), l'ataxie spinocérébelleuse et la maladie de Parkinson (Sasaki, Taguchi, Kikukawa et Ogiba, 1993). Finalement, la tâche de piétinement pourrait présenter un intérêt particulier pour le clinicien, car elle peut être réalisée dans un plus petit environnement que celui nécessaire lors de la marche.

Les techniques hybrides d'estimation des efforts par muscle ou par groupe musculaire permettent donc d'estimer l'apport des muscles agonistes et antagonistes et ainsi quantifier la production de la co-contraction musculaire qui se produit aux articulations afin de conférer un contrôle dynamique optimal. Par conséquent, elles permettent de comprendre comment l'individu coordonne ses différents degrés de liberté par l'action musculaire et s'il parvient à

répondre de façon adéquate à la demande de la tâche. Cependant, ces méthodes d'estimation ont le désavantage d'avoir une certaine lourdeur expérimentale, pour un contexte clinique, due à la calibration isométrique du signal EMG.

#### 1.4 Co-contraction musculaire

Dans un contexte bidimensionnel, la co-contraction musculaire est une contraction simultanée des muscles agonistes et antagonistes agissant à une même articulation. Elle représente le rapport entre le moment des muscles antagonistes et le moment produit par les muscles agonistes. Elle peut être calculée de la manière suivante :

$$IC = \left( \frac{2 \cdot |M_{antago}|}{|M_{ago}| + |M_{antago}|} \right) * 100\% \quad (1.1)$$

où IC représente l'indice de co-contraction exprimé en pourcentage,  $M_{antago}$  représente le moment musculaire antagoniste et  $M_{ago}$  le moment musculaire agoniste (Amarantini et Martin, 2004; Falconer et Winter, 1985).

La co-contraction agissant autour d'une même articulation a été liée à plusieurs activités nécessitant une coordination motrice et une stabilité articulaire. En effet, l'apparition de co-contractions optimales à une articulation rend compte de la maturation chez l'enfant, permet de réaliser des tâches de façon optimale et sert à stabiliser l'articulation lors de tâches dynamiques (Miller, Croce et Hutchins, 2000 ; Okamoto et al., 2003 et Tanaka, 1974).

##### 1.4.1 Co-contraction et développement de l'enfant

Basmajian (1977) suggère que la co-contraction est un indicateur d'acquisition d'habiletés motrices avec l'inhibition progressive de l'activité musculaire indésirable propre à la tâche réalisée. Plusieurs chercheurs concluent que la co-contraction joue un rôle définitif dans le

développement des habiletés motrices des jeunes enfants (Okamoto et al., 2003; Winter, 1979). De plus, la production de co-contractions optimales entre les muscles agonistes et antagonistes est dépendante de l'acquisition d'habiletés requise pour l'exécution de tâches dynamiques (Corster, 1973 et Tanaka, 1974). Okamoto et al. (2003) ont observé dans une étude longitudinale d'un enfant de 3 semaines après la naissance jusqu'à l'âge de 7 ans, une atténuation des activités musculaires indésirables aux articulations lors de la marche. Ils suggèrent que le raffinement des co-contractions est un indicateur d'une amélioration des habiletés durant la locomotion. Finalement, Levine et Kabat (1952) proposent que le rôle des muscles antagonistes soit d'accroître l'activité des muscles agonistes.

#### 1.4.2 Co-contraction et stabilité articulaire

La co-contraction est l'un des moyens dont le corps dispose pour stabiliser ses articulations. Lors d'activités dynamiques des membres inférieurs, le manque de stabilité articulaire est à l'origine de certaines blessures musculosquelettiques (Miller et al., 2000) et le développement à long terme de problèmes ostéo-articulaires comme l'arthrite (Felson et al., 2000; Issa et Sharma, 2006). Par exemple, lors de l'extension du genou (action agoniste par le quadriceps), la co-contraction de l'ischio-jambiers contribue à la fonction du ligament croisé antérieur pour maintenir la stabilité articulaire du genou et produire une force opposée au mouvement de translation antérieure du tibia (Miller et al., 2000 et Yanagawa, Shelburne, Serpas et Pandey, 2002). De plus, une étude réalisée in situ sur 10 genoux cadavériques a montré que la co-contraction effectuée par le quadriceps et l'ischio-jambiers permettait de réduire les forces de résistance produit par le ligament croisé antérieur en diminuant le mouvement antérieur du tibia entre 15 et 60° de flexion du genou (Li, Rudy, Sakane, Kanamori, Ma et Woo, 1999). Liu et Maitland (2000) ont utilisé un modèle musculosquelettique du genou comportant des problèmes au ligament croisé antérieur dans le plan sagittal. En simulant une augmentation de l'activité de l'ischio-jambiers de l'ordre de 56% de la force maximale, Liu et

Maitland (2000) observent une diminution de la translation antérieure du tibia comparable à celle des sujets normaux lors de la phase de support durant la marche. En utilisant uniquement la relation EMG / moments issus de la calibration isométrique, Falconer et Winter (1985) retrouvent des IC de l'ordre de 41.7% durant la mise en charge, de 23.6% lors de la poussée (décollement des orteils) et de 37.7% durant la phase d'oscillation. Cette augmentation de la co-contraction durant la mise en charge n'est pas surprenante étant donné que la phase de mise en charge demande une stabilité accrue à l'articulation du genou. Un manque de co-contraction de l'ischio-jambiers pourrait donc entraîner une diminution de la stabilité articulaire du genou. En effet, ce manque de stabilité pourrait créer un stress supplémentaire aux structures internes du genou et provoquer des forces indésirables (Li et al., 1999; Liu et Maitland, 2000; Miller et al., 2000).

### 1.4.3 Impact d'une co-contraction inadéquate

La co-contraction est aussi liée aux pathologies neuromusculaires puisqu'elle est une cause d'inefficacité anormale du mouvement (Falconer et Winter, 1985). En effet, la co-contraction ne devrait pas seulement être considérée comme un moyen de stabiliser l'articulation, mais aussi comme un phénomène rendant la marche inefficace si la co-contraction est trop importante (Unnithan, Dowling, Frost et Bar-Or, 1996). Plus précisément, chez les enfants atteints de la paralysie cérébrale, Unnithan et al. (1996) ont noté une augmentation de la consommation d'oxygène et ils ont observé que la co-contraction des muscles des membres inférieurs est un facteur majeur responsable du plus grand coût énergétique de la marche chez ces enfants.

Étant donné les avantages et les inconvénients de la présence de co-contraction aux articulations, il devient important de quantifier l'impact de la modification musculaire sur les composantes du système musculosquelettique. Ceci permettrait d'éviter des problèmes phy-

siques additionnels (Felson et al., 2000; Issa et Sharina, 2006; Miller et al., 2000) causés par un niveau de co-contraction trop élevée ou trop basse la rendant ainsi inadéquate. Il est donc primordial de quantifier ces co-contractions musculaires afin de vérifier si les amputés trans-tibiaux présentent plus de co-contractions musculaires rendant ainsi leur marche inefficace du point vue énergétique ou s'il y a un niveau de co-contractions moindre à l'articulation du genou causant possiblement le développement prématuré de maladies osseuses dégénératives.

## CHAPITRE 2

### OBJECTIFS GÉNÉRAUX ET SPÉCIFIQUES

Certains travaux ont démontré qu'à long terme, les amputés trans-tibiaux développaient des problèmes ostéo-articulaires au genou de la jambe amputée et aussi au genou de la jambe saine (Burke et al., 1978; Melzer et al., 2001). Ces modifications à long terme sur le système musculosquelettique pourraient être causées par l'augmentation du temps support sur la jambe saine, le patron de marche différent sur le plan des moments nets à l'articulation du genou de la jambe saine et de la jambe amputée et la période prolongée d'activité de certains muscles à la jambe amputée.

Plus spécifiquement, la co-contraction musculaire pourrait être responsable de cette dégénérescence prématurée. Un manque de co-contraction pourrait produire une instabilité articulaire, créant ainsi des forces indésirables, et provoquer une usure prématurée (Felson et al., 2000; Issa et Sharma, 2006). À l'inverse, trop de co-contraction pourrait augmenter le coût énergétique des sujets lors de tâches dynamiques (Unnithan et al., 1996). Bien que de nombreuses études se soient intéressées aux patrons moteurs des amputés trans-tibiaux, aucune étude n'a tenté de quantifier la production de co-contraction à l'articulation du genou chez cette population.

Plusieurs méthodes sont à notre disposition afin d'estimer l'apport d'un muscle ou d'un groupe de muscles à la réalisation de tâches dynamiques (Amarantini et Martin, 2004; Cholewicki et al., 1995; Olney et Winter, 1985). Les méthodes sont cependant validées dans un contexte expérimental, avec une calibration isométrique et il faudrait maintenant qu'elles soient validées dans des cas ou situations plus cliniques, sur des sujets ou patients avec une

locomotion pathologique.

Ainsi, dans un premier temps, l'objectif de cette thèse était de modifier un modèle mathématique d'estimation des co-contractions musculaires à l'articulation du genou des enfants amputés trans-tibiaux, sans calibration isométrique, afin de diminuer la lourdeur expérimentale pour des évaluations cliniques. Dans un second temps, l'objectif était de comparer la production de cette co-contraction au genou à celle d'enfants sains, lors de tâches dynamiques des membres inférieurs. Afin de répondre à ces deux objectifs, nous proposons donc les trois études suivantes :

1. Dans une **première** étude l'objectif était de voir si la tâche de piétinement assurerait une discrimination entre les sujets sains et les sujets amputés sur le plan des efforts résultants à l'articulation de la hanche, du genou et de la cheville. Plus précisément, l'objectif était de comparer les patrons musculaires utilisés durant une tâche de piétinement pour des enfants amputés trans-tibiaux et des enfants sains.
2. Dans une **deuxième** étude, l'objectif était de modifier le modèle proposé par Amantini et Martin (2004) afin de réduire la lourdeur expérimentale et de quantifier les co-contractions musculaires chez les enfants amputés trans-tibiaux et sains. Cette étude visait deux objectifs. Premièrement, fournir les informations sur la régularisation de la coordination des muscles agonistes et antagonistes des enfants amputés trans-tibiaux pour leur jambe saine et leur jambe amputée à l'aide du modèle modifié et deuxièmement, d'utiliser ce modèle afin de quantifier les co-contractions musculaires du genou pour les enfants amputés trans-tibiaux et sains lors d'une tâche de piétinement.
3. Finalement, la **troisième** étude avait comme objectif de quantifier les co-contractions

musculaires durant la marche. Plus précisément, l'objectif de cette étude était de vérifier l'impact de l'amputation trans-tibiale sur la cinématique et le patron musculaire de l'articulation du genou lors de la marche.

## CHAPITRE 3

### MÉTHODES ET PROCÉDURES EXPÉRIMENTALES

Pour les études I à III, l'objectif principal demandait d'observer les stratégies musculaires des enfants amputés trans-tibiaux et sains lors de tâches dynamiques des membres inférieurs. Afin de répondre à cet objectif, la méthodologie suivante fut réalisée au Laboratoire de Posture et Locomotion, du Centre de Réadaptation Marie Enfant de l'Hôpital Sainte-Justine.

#### 3.1 Sujets

Pour l'ensemble des trois études, nous avons recruté un total de 20 enfants âgés entre 7 et 18 ans. Les enfants sains ( $n=10$ ) ne devaient pas avoir de problèmes neurologiques ni orthopédiques pouvant interférer avec leur locomotion ou la tâche de piétinement et ils étaient appariés selon l'âge, le genre, la taille et le poids avec les enfants amputés du membre inférieur. Les enfants amputés ( $n=10$ ) devaient avoir pour unique déficience une absence unilatérale de l'articulation de la cheville. Les enfants amputés trans-tibiaux étaient considérés comme sujets aptes à participer à cette étude. Aucune restriction n'était évoquée par rapport à la cause de l'amputation. Pour les trois études, les deux causes répertoriées sont la malformation congénitale et la méningococcémie. Avant chaque acquisition de données, un prothésiste certifié du Centre de Réadaptation Marie Enfant réalisait une évaluation individuelle pour s'assurer que la prothèse était adéquatement ajustée, qu'elle ne comportait aucun bris et que chaque enfant était confortable lors de la réalisation des tâches dynamiques. Un pied prothétique était principalement utilisé, le Seattle LightFoot<sup>®</sup> de Seattle System. Ce pied prothétique permet une réponse dynamique et une absorption des chocs lors d'activités dynamiques. Il est recommandé pour des amputés de niveau fonctionnel ambulateur.

### 3.2 Tâche

Pour les études I et II, une tâche de piétinement fut réalisée par les participants. Ils devaient exécuter cinq essais de 30 secondes de piétinement sur place à une cadence auto-régulée (non imposée). L'acquisition des données, d'une durée de 10 secondes, commençait sans avertissement afin d'éviter l'enregistrement des mouvements périodiques du début et de la fin des essais (Brenière et Dietrich, 1992). Avant l'acquisition des données, les participants devaient effectuer trois essais de pratique. Pour les essais conservés, 20 à 25 cycles (du contact du pied au sol au contact subséquent du même pied) par sujet étaient extraits et les 10 cycles, avec approximativement la même durée de phase de support et d'envol, étaient conservés pour l'analyse.

Pour l'étude III, une tâche de marche a été sélectionnée afin d'estimer les co-contractions musculaires. Les participants devaient marcher à vitesse naturelle (non imposée) dans une aire de marche de 10 mètres de longueur par 5 mètres de largeur. Trois à cinq essais de pratique étaient réalisés avant l'acquisition des données, afin d'accoutumer les participants au matériel expérimental et d'obtenir une démarche naturelle. Pour tous les participants, les chaussures devaient être conservées pour l'ensemble des essais et un cycle de marche (du contact talon au contact talon subséquent de la même jambe) par jambe était retenu par essai. Pour chacune des jambes (jambe droite et jambe gauche pour les enfants contrôles et jambe amputée et jambe non amputée), trois cycles de marche étaient utilisés pour l'analyse des données.

### 3.3 Équipement et traitement des données

La cinématique bidimensionnelle était acquise par huit caméras numériques (Vicon Peak, CA, USA) échantillonnée à 60 Hz. Vingt-quatre marqueurs réfléchissants étaient placés bi-

latéralement sur des repères anatomiques selon le modèle « plug in gait » du système Vicon Peak, CA, USA (devant et derrière la tête, à l'acromion, à l'épicondyle latéral de l'humérus, au processus styloïde du radius, à l'épine iliaque antéro-supérieure, à la cuisse, au plateau tibial, à la jambe, à la malléole, au calcaneus et au deuxième métatarse) et un dernier était placé sur le sacrum. Avant de calculer les angles articulaires, les coordonnées brutes étaient filtrées par un filtre Butterworth passe-bas de quatrième ordre, sans déphasage, avec une fréquence de coupure de 6 Hz. Chaque vitesse et accélération angulaire était calculée par la dérivée première et deuxième d'une fonction de lissage spline cubique obtenue du déplacement angulaire (De Boor, 2004). Les forces de réaction au sol et les moments étaient échantillonnés à 900 Hz par deux plates-formes de force AMTI (modèle OR5-6, Advance Mechanical Technology Inc., MA, USA). Les données des plates-formes étaient filtrées par un filtre Butterworth passe-bas de quatrième ordre, sans déphasage, avec une fréquence de coupure de 9 Hz.

L'acquisition des données électromyographiques a été réalisée avec un système EMG à canaux multiples (modèle MA-300-16, Motion Lab Systems, Inc., LA, USA) et avec huit électrodes différentielles munies de préamplificateurs (10x). Les électrodes étaient positionnées de la manière suivante : pour les enfants sains, de façon bilatérale sur les muscles droit de la cuisse, vaste médial, semi tendineux et gastrocnémien. Pour les enfants amputés trans-tibiaux, un total de sept électrodes étaient positionnées, l'électrode du muscle gastrocnémien étant retiré de la jambe amputée. Les signaux EMG étaient échantillonnés à 900 Hz et, par la suite, un filtre bande passante (30-300 Hz) était utilisé, les valeurs étaient redressées et l'enveloppe linéaire était déterminée à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bas de quatrième ordre, sans déphasage, avec une fréquence de coupure de 2,5 Hz selon les recommandations d'Amarantini et Martin (2004).

### 3.4 Analyse des données

Pour les études I et III, les moments articulaires nets ( $N \cdot m$ ) ont été calculés à l'aide du formalisme de Lagrange (voir Annexe II) et les puissances ( $W$ ) calculées comme le produit scalaire de la vitesse angulaire et du moment net aux articulations de la hanche, du genou et de la cheville. Pour les études II et III, les moments nets, les moments agonistes et les moments antagonistes autour du genou ( $N \cdot m$ ) étaient estimés à l'aide de la version adaptée du modèle d'Amarantini et Martin (2004) (voir article II, III et Annexe III) et la quantité de co-contraction (%) était aussi estimée à l'aide d'une méthode utilisée par Falconer et Winter (1985) (voir Équation 1.1). Pour les trois études, les variables étaient toutes normalisées par rapport au cycle de piétinement ou de la marche en % (0-100%). Les variables dépendantes mentionnées ci-haut ont été normalisées pour la masse des sujets et soumises à des analyses de la variance (ANOVA) afin de vérifier les différences entre les variables indépendantes suivantes : jambe droite, jambe gauche, jambe saine et jambe amputée. Le seuil de signification était fixé à  $p < 0.05$ .

## CHAPITRE 4

### ARTICLE I : ESTIMATION DE LA COORDINATION INTERMUSCULAIRE CHEZ LES ENFANTS AMPUTÉS TRANS-TIBIAUX

#### 4.1 Situation de l'article dans la thèse.

L'objet de cette première étude réside dans l'analyse et la compréhension des mécanismes de régulation de la tâche de piétinement réalisée par des enfants amputés trans-tibiaux. L'article proposé est inspiré des études de Hill et al. (1997, 1999) où ils présentent des résultats similaires de cinématique angulaire et des patrons musculaires différents lors d'une tâche d'évitement d'obstacles pour des amputés trans-tibiaux lorsque comparés à des sujets sains. Ainsi, le présent article présente comment les enfants amputés trans-tibiaux et les enfants contrôles arrivent à coordonner leur activité musculaire afin de réaliser une tâche de piétinement. En effet, par le biais des moments et puissances obtenus à la hanche, au genou et à la cheville, il est possible d'observer comment les enfants amputés trans-tibiaux arrivent à compenser la perte de la cheville dans la réalisation de cette tâche. Les résultats de cette étude permettront, dans un premier temps, d'observer si la tâche de piétinement admet une différence entre les enfants amputés trans-tibiaux et les enfants contrôles. Dans un second temps, les résultats permettront d'obtenir les stratégies employées par les enfants amputés trans-tibiaux et contrôles lors de la réalisation de la tâche de piétinement. L'article proposé ci-après concerne les résultats obtenus pour cette analyse. Il est présentement sous révision et a été récemment re-soumis à la revue IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.

## Kinematic and kinetic analysis of a stepping-in-place task in below-knee amputee children compared to able-bodied children.

Centomo, H.<sup>1,2</sup> Amarantini, D.<sup>4</sup> Martin, L.<sup>5</sup> and Prince, F.<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup> Department of Kinesiology, Université de Montréal, Montreal, Canada

<sup>2</sup> Gait and Posture Laboratory, Centre de réadaptation Marie Enfant, Montreal, Canada

<sup>3</sup> Department of Surgery, Faculty of Medicine, Université de Montréal, Montreal, Canada

<sup>4</sup> Laboratoire Adaptation Perceptivo Motrice et Apprentissage, Université Paul Sabatier, Toulouse, France

<sup>5</sup> Laboratoire Sport et Performance Motrice, Université Joseph Fourier, Grenoble, France

### 4.2 Abstract

It has been demonstrated that below-knee amputee (BKA) subjects use specific compensation strategies to overcome their physical limitations. Biomechanical studies emphasize that the motor strategies adopted by BKA adults differ between their amputated limb and their non-amputated limb and from those employed by able-bodied (AB) subjects. The purpose of this investigation was to compare the motor solutions used by control AB and BKA children during a stepping-in-place (SIP) task and to assess how they regulate the coordination of their non-amputated and amputated limbs during this task. Eight BKA children and eight AB children paired for gender, age, weight and height participated in our study. Four one-way ANOVA were performed on peaks of angular excursion, moment and power at the hip, knee and ankle to compare motor strategies between the BKA and AB groups. The main results of our experiment showed that even if BKA and AB children did the task with almost the same kinematics, the kinetic data revealed completely different mechanisms of the two groups to achieve the SIP task, and BKA children had a symmetrical interlimb strategy. SIP, a simple task compared to gait at the level of neuro-musculoskeletal demands, could thus offer a transition task to physical therapists for below-knee recently-amputated children.

**Key Words:** Stepping-in-place, Moment, Power, Angular displacement, Below knee amputee, Children, Rehabilitation, Biomechanics

### 4.3 Introduction

For persons with a below-knee amputation (BKA), the efficient execution of daily living activities can become more challenging when compared to able-bodied (AB) subjects. Indeed, from an anatomical point of view, BKA results in loss of the ankle joint with the associated primary muscles (plantar and dorsiflexors), peripheral nervous system and their functions. Also, BKA subjects lost determinant proprioceptive feedback from plantar receptors and present atrophy of the thigh muscles in the amputated limb (Geurts, Mulder, Nienhuis et Rijken, 1992).

In the field of biomechanics, studies have investigated differences between BKA and AB subjects as well as differences between the non-amputated limb and the amputated limb in standing posture (Fernie et Holliday, 1978; Hermondsson, Ekdahl, Persson et Roxendal, 1994; Isakov, Mizrahi, Ring, Susak et Hakim, 1992), locomotion (Engsberg, Herbert, Grimston, Fung et Harder, 1994; Engsberg, Lee, Tedford et Harder, 1993; Engsberg, Tedford et Harder, 1992; Isakov, Burger, Krajnik, Gregoric et Marincek, 2001; Isakov et al., 2000; Schneider, Hart, Zernicke, Setoguchi et Oppenheim, 1993 et Winter et Sienko, 1988), obstacle avoidance (Hill et al., 1997, 1999) and lifting tasks (Lieber, Boston, Rudy et Munin, 2002). Isakov et al. (1992) and Renström, Grimby et Larsson (1983) have reported that the residual limb of BKA subjects is less active in daily functions such as standing and walking, especially because the non-amputated limb is preferred for support. More generally, these studies have demonstrated that BKA subjects adopt specific compensation strategies to overcome the limitations associated with the amputation in performing the required task. Using kinetic analysis, Winter et Sienko (1988) observed differences in the amplitude of net joint moments and powers at the hip and knee of the amputated limb when compared to the limb of non-amputated subjects. BKA subjects reduced their knee extensor moments and

increased their hip extensor moments after heel contact to allow forward progression during locomotion.

During obstacle avoidance, Hill et al. (1999) reported that BKA subjects presented different kinetic patterns between their non-amputated and amputated limbs but produced similar movement kinematics. Thus, biomechanical studies have emphasized that the motor strategies used by BKA adults differ between their amputated and non-amputated limbs from those employed by AB subjects. However, even if these changes in coordination can significantly improve the ability of BKA subjects to perform daily living activities, such motor responses may affect the health of musculoskeletal structures, predispose to injuries and lead to functional incapacity (Burke et al., 1978). When attempting to enhance the mobility of BKA subjects, early diagnosis can avoid the appearance of deficiencies. It is of primary interest to study the mechanisms involved in the coordination of motion in AB and BKA children at the level of kinematics, but especially not joint kinetics (moments and powers). Indeed, Winter et Eng (1995) has argued that generalized muscle torque represents the neurological signal which depicts the motor solution that individuals could choose to solve the motor problem encountered.

On the other hand, from the experimental and rehabilitation points of view, performing normal gait and/or obstacle avoidance tasks may remain quite a challenging task for BKA children. An alternative task for BKA subjects could be stepping-in-place (SIP). Similar to gait (Garcia et al., 2001), SIP challenges the control of whole-body equilibrium because it incorporates multi-joint coordination and reciprocal rhythmic lower extremity movement patterns with the requirement of achieving postural balance, and it is probably a safer task. SIP, a dynamic stationary task without forward progression, needs less interaction between the nervous system and the motor system (visual flow, adaptation to surface, etc.). SIP has

been used to study postural deviations in persons with peripheral labyrinthine dysfunction (Hickey et al., 1990), ataxia in persons with spinocerebellar degeneration and Parkinson's disease (Sasaki et al., 1993), dynamic equilibrium and increased body sway in healthy adults (Okubo et al., 1981), and has been chosen as the experimental paradigm for the development of biomechanical models (Amarantini et Martin, 2004). Moreover, SIP could be of particular interest for clinical applications since it requires a smaller environment than gait for its performance.

The purpose of this study was to compare the motor solutions used during SIP between AB and BKA children. With both kinematic and kinetic analyses, our intent was to provide a better understanding of how BKA children regulate the coordination of their non-amputated and amputated limbs in compensation for the lost limb.

## 4.4 Methods

### 4.4.1 Subjects

Sixteen subjects distributed in two groups participated in this study. All children were physically active and in good health. For the first group, 8 BKA children (3 girls and 5 boys) with Seattle LightFoot<sup>®</sup> prostheses were selected from the Musculoskeletal Clinic of the Centre de Réadaptation Marie Enfant (Hôpital Sainte-Justine, Montréal, Canada). Their mean ( $\pm$  SD) age, mass and height were respectively:  $12 \pm 4$  years,  $49.1 \pm 18.3$  kg and  $149.8 \pm 14.8$  cm. Five children had congenital limb deficiencies while the other three were amputated as a result of meningococemia disease. The mean time since amputation was  $9 \pm 4$  years. A certified prosthetist of the Centre de Réadaptation Marie Enfant performed an evaluation to ensure that the lower limb prosthesis functioned normally and that the subjects were comfortable wearing it. The second group was constituted of 8 AB children

paired for gender, age, mass and height with the BKA children (age:  $12 \pm 2$  years, mass:  $49.0 \pm 15.0$  kg, height:  $152.3 \pm 15.1$  cm; mean  $\pm$  SD). They reported no musculoskeletal problems that could affect their ability to perform the SIP task. The project was approved by the Research Ethics Committee of Hôpital Sainte-Justine, and all parents gave informed consent after receiving written and verbal information about the experiment.

#### 4.4.2 Procedures

All subjects were asked to perform five 30-s trials of SIP at a self-selected cadence. They were instructed to raise their legs alternately, with thigh angle relative to vertical never exceeding  $90^\circ$  of flexion (parallel to the ground). Data acquisition lasted 10 s and started without the awareness of the participants to avoid recording periodic movements at the beginning and end of the task (Brenière et Dietrich, 1992). Subjects were given three training trials before performing the experiment trials.

#### 4.4.3 Data acquisition

Kinematic data were acquired at 60 Hz by 8 digital cameras (Vicon Peak, CA, USA). Twenty-four reflective markers were placed bilaterally on specific anatomical landmarks (front and back head, acromion, elbow, wrist, anterior superior iliac spine, thigh, knee, shank, ankle, heel and toe) with 1 on the sacrum. Ground reaction forces and moments were acquired at 900 Hz with two force platforms (Advance Mechanical Technology Inc., MA, USA).

#### 4.4.4 Data analysis

The 3D coordinates of the kinematic data were filtered with a zero-lag fourth-order Butterworth filter with a 6 Hz cut-off frequency. At each joint, the angular displacement was twice-differentiated, using a cubic smoothing spline (De Boor, 2004) to calculate angular

velocity and acceleration. The platform data were filtered with a zero-lag fourth-order Butterworth filter with a 9 Hz cut-off frequency. The net joint moment was calculated at the hip, knee and ankle by inverse dynamic calculations employing Lagrangian formalism (Amarantini et Martin, 2004; Cahouët et al., 2002). Net joint power was computed at each joint as the scalar product of angular velocity and net joint moment. For sign convention, the moment was positive for hip and knee extension as well as for ankle plantar flexion. At each joint, positive power indicated that the muscles generated energy (concentric contraction) while negative power indicated that the muscles absorbed energy (eccentric contraction).

For each subject, mean kinematic and kinetic profiles were obtained by averaging 10 SIP cycles out of 20 to 25 cycles randomly selected from the 5 trials. For comparisons, the analysis was confined to the sagittal plane because SIP motion is mainly a 2D task (Amarantini et Martin, 2004), and three different phases of the SIP cycle were analyzed (see Figure 4.1): Phase I was the "weight acceptance" period while the knee was extended during support, Phase II was the "propulsion" phase and ended at the beginning of "swing", and Phase III corresponded to the swing phase of SIP. Two statistical tests were conducted in the present study. First, one-way ANOVA was performed to test the symmetry between the right and left legs of the AB children for each phase. The second statistical test was three one-way ANOVAs, to test the effect of amputation on peak values of angular excursion ( $^{\circ}$ ), net joint moment (N·m/kg) and power (W/kg) at the hip, knee and ankle. Statistical significance was set at  $p < 0.05$  and was adjusted for multiple comparisons with Bonferroni correction. Statistical significance was then set at  $p < 0.005$ .

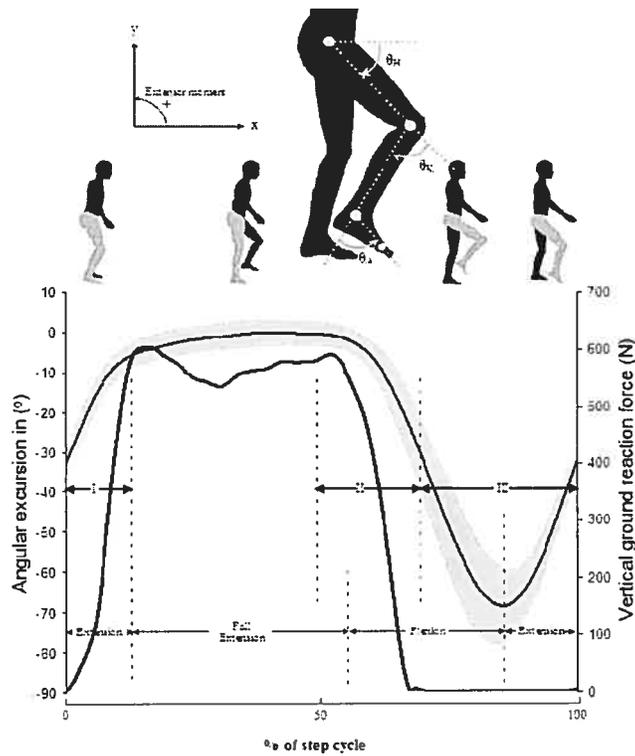


Figure 4.1: Figure of angular excursion in degrees (left axis - thin line) and vertical ground reaction force in Newton (right axis - thick line). The grey area represents the SD. Angle and moment convention: where counter clock displacement are positive. The stepping-in-place task has been separated into 3 different phases: Phase I is during weight acceptance, Phase II is during propulsion, and Phase III is characterized by the swing phase.

#### 4.5 Results

For AB subjects, the statistical data showed behaviour similarity between the left and right limbs with no significant difference on peak kinematics and kinetics (see Table 4.1 for summary). Thus, the results from both AB limbs were averaged and served as reference for comparisons with the non-amputated and amputated limbs of BKA children.

	Phase (I)			Phase (II)			Phase (III)		
	RL	LL	p	RL	LL	p	RL	LL	p
$E_h$ ( $^\circ$ )	$-92.0 \pm 3.9$	$-88.5 \pm 3.2$	0.06	$-84.8 \pm 8.0$	$-78.7 \pm 9.2$	0.15	$-58.1 \pm 13.1$	$-52.9 \pm 12.4$	0.40
$E_k$ ( $^\circ$ )	$-38.4 \pm 7.7$	$-40.5 \pm 9.3$	0.60	$4.7 \pm 6.2$	$0.5 \pm 1.9$	0.07	$-81.2 \pm 18.8$	$-86.0 \pm 18.3$	0.58
$E_a$ ( $^\circ$ )	$87.8 \pm 3.5$	$88.8 \pm 4.9$	0.65	$87.4 \pm 3.1$	$88.2 \pm 5.6$	0.70	$80.2 \pm 16.3$	$78.8 \pm 22.2$	0.88
$M_h$ (N·m/kg)	$-0.2 \pm 0.3$	$-0.2 \pm 0.3$	0.79	$0.3 \pm 0.4$	$0.5 \pm 0.5$	0.54	$0.10 \pm 0.05$	$0.10 \pm 0.04$	0.40
$M_k$ (N·m/kg)	$-0.3 \pm 0.4$	$-0.4 \pm 0.4$	0.79	$0.7 \pm 0.6$	$0.6 \pm 0.5$	0.56	$0.01 \pm 0.03$	$0.01 \pm 0.02$	0.95
$M_a$ (N·m/kg)	$0.6 \pm 0.4$	$0.6 \pm 0.3$	0.99	$1.4 \pm 0.8$	$1.4 \pm 0.7$	0.93	$-0.04 \pm 0.02$	$-0.06 \pm 0.04$	0.30
$P_h$ (W/kg)	$-0.2 \pm 0.3$	$-0.1 \pm 0.2$	0.55	$0.3 \pm 0.3$	$0.4 \pm 0.6$	0.60	$0.02 \pm 0.02$	$0.02 \pm 0.01$	0.70
$P_k$ (W/kg)	$-0.5 \pm 0.6$	$-0.5 \pm 0.6$	0.91	$-0.1 \pm 0.1$	$0.2 \pm 0.2$	0.81	$-0.4 \pm 0.2$	$-0.4 \pm 0.2$	0.59
$P_a$ (W/kg)	$-0.1 \pm 0.1$	$-0.2 \pm 0.3$	0.54	$0.5 \pm 0.5$	$0.4 \pm 0.2$	0.72	$-0.03 \pm 0.03$	$-0.04 \pm 0.03$	0.91

Table 4.1: Angular excursion (E) ( $^\circ$ ), moment (M) N·m/kg and power (P) W/kg of the right limb (RL) and left limb (LL) for the hip (h), knee (k) and ankle (a) of the able-bodied children. Peak values  $\pm$  SD.

### 4.5.1 Temporal kinematics

Regarding temporal kinematics, the data disclosed that normalized durations of the different phases of the SIP cycle were not significantly different between AB and BKA subjects. Moreover, descriptive statistics revealed high homogeneity of total time of stance and swing between subjects for each group (see Table 4.2).

Subjects	Able-bodied children		Below-knee amputee children	
	Support phase	Swing phase	Support phase	Swing phase
1	69.8 ± 2.8	30.2 ± 2.3	70.0 ± 2.4	30.0 ± 2.4
2	66.2 ± 2.5	33.8 ± 2.2	65.6 ± 3.1	34.4 ± 1.1
3	79.8 ± 3.1	20.2 ± 1.9	62.4 ± 1.6	37.6 ± 4.2
4	74.2 ± 2.4	25.8 ± 3.3	68.1 ± 2.9	31.9 ± 4.7
5	71.8 ± 2.2	28.2 ± 2.7	70.4 ± 2.1	29.6 ± 2.7
6	71.4 ± 2.2	28.6 ± 4.0	73.6 ± 1.6	26.4 ± 0.9
7	64.5 ± 2.7	35.5 ± 2.2	64.7 ± 3.1	35.3 ± 8.3
8	72.1 ± 1.4	27.9 ± 1.8	68.8 ± 3.6	31.2 ± 4.9
Mean ± sd	71.2 ± 4.7	28.8 ± 4.7	68.0 ± 3.6	32.0 ± 3.6

Table 4.2: Percentage (%) of the support and swing phases during the stepping-in-place cycle of all eight able-bodied and below-knee amputee children. Mean values ± SD. Value of the right and left legs were averaged for both groups

### 4.5.2 Joint kinematics and kinetics

#### 4.5.2.1 Hip joint

At the hip, no significant kinematic difference was found between AB and both BKA limbs: the values of hip joint excursion were unchanged in all phases (see Table 4.3, Eh). On the other hand, regarding hip joint kinetics, statistical analysis revealed differences in the

strategy of AB and BKA children performing SIP (see Figure 4.2). During Phase I, (weight acceptance), no significant difference was observed on peak hip joint moment either between AB and the non-amputated limb of BKA, or between AB and the amputated limb of BKA (see Table 4.3,  $M_h$ ). However, the magnitude of the flexor moment tended to decrease for AB. Regarding net joint power, no significant difference appeared at the hip of AB children, the non-amputated and amputated limbs of BKA children. During Phase II, (propulsion), a significant difference was noted for the hip moment between AB children and both limbs of BKA children. Indeed, the hip net joint moment was flexor in the amputated and non-amputated limbs of BKA children, whereas it was extensor in AB children (see Figure 4.2, HII and Table 4.3). As in Phase I, no significant difference was apparent for hip power between both groups. Finally, no significant statistical difference was found for peak hip joint kinetics during Phase III (swing).

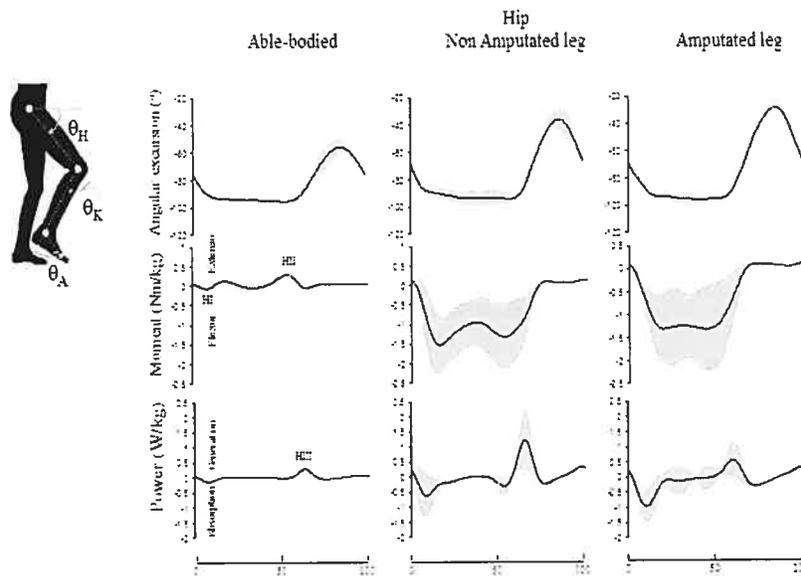


Figure 4.2: Mean peak hip angular excursion ( $^{\circ}$ ), moment (N-m/kg) and power (W/kg) for AB children, non-amputated and amputated limbs. The grey area on either side of the mean curve is the SD. The abscissa represents the percentage of the stepping cycle (0-100%).

	Phase (I)			Phase (II)		
	AB	NAL	AL	AB	NAL	AL
$E_h$ (°)	$-90.3 \pm 2.8$	$-80.0 \pm 28.6$	$-78.6 \pm 8.6$	$-81.8 \pm 8.0$	$-82.5 \pm 33.2$	$-89.2 \pm 10.3$
$E_k$ (°)	$-39.4 \pm 7.4$	$-30.8 \pm 15.5$	$-23.6 \pm 15.2$	$2.6 \pm 2.3$	$0.9 \pm 5.7$	$-0.3 \pm 9.7$
$E_a$ (°)	$88.3 \pm 2.8$	$81.7 \pm 35.5$	$96.3 \pm 6.3$	$87.8 \pm 3.4$	$80.2 \pm 29.5$	$96.3 \pm 8.6$
$M_h$ (N·m/kg)	$-0.21 \pm 0.32$	$-0.98 \pm 0.70$	$-0.90 \pm 0.82$	$0.39 \pm 0.34$ § $\zeta$	$-0.86 \pm 0.70$ *	$-0.64 \pm 0.60$ *
$M_k$ (N·m/kg)	$-0.33 \pm 0.34$	$-1.02 \pm 0.81$	$-0.71 \pm 0.83$	$0.66 \pm 0.51$ § $\zeta$	$-0.76 \pm 0.53$ *	$-0.86 \pm 0.63$ *
$M_a$ (N·m/kg)	$0.63 \pm 0.37$ § $\zeta$	$0.17 \pm 0.26$ *	$0.04 \pm 0.02$ *	$1.38 \pm 0.74$ § $\zeta$	$0.46 \pm 0.58$ *	$-0.01 \pm 0.48$ *
$P_h$ (W/kg)	$-0.17 \pm 0.25$	$-0.57 \pm 0.61$	$-0.77 \pm 0.56$	$0.35 \pm 0.40$	$1.00 \pm 0.75$	$0.60 \pm 0.46$
$P_k$ (W/kg)	$-0.52 \pm 0.58$	$-0.85 \pm 1.20$	$-0.94 \pm 0.92$	$-0.14 \pm 0.14$ § $\zeta$	$1.36 \pm 1.22$ *	$1.09 \pm 1.04$ *
$P_a$ (W/kg)	$-0.17 \pm 0.20$ § $\zeta$	$0.04 \pm 0.09$ *	$0.03 \pm 0.05$ *	$0.45 \pm 0.31$ § $\zeta$	$0.20 \pm 0.20$ *	$-0.06 \pm 0.05$ *

Table 4.3: Peak angular excursion (E) (°), moment (M) N·m/kg and power (P) W/kg of the able-bodied (AB), non-amputated (NAL) and amputated (AL) hip (h), knee (k) and ankle (a) during phases I and II. (§) different from the non amputated limb (NAL), (§) different from the amputated limb (AL) and (\*) different from the able-bodied (AB). Peak values  $\pm$  SD.  $p > 0.005$ .

#### 4.5.2.2 Knee joint

At the knee, no significant difference was observed for the kinematic data between AB and both BKA limbs; in particular, knee joint excursion was unchanged for all phases (see Table 4.3,  $E_k$ ). Regarding net joint kinetics (see Figure 4.3), no significant difference was evident during Phase I for both the knee joint moment and power generated (see Table 4.3,  $M_k$  and  $P_k$ ). During Phase II, significant difference was found for the net moment and power (see Figure 4.3, KI and Table 4.3) between AB and BKA children, but there was no significant difference between the non-amputated and amputated limbs of BKA children. The peak moment was extensor for AB children, whereas it was flexor for both limbs of BKA children. Hence, the peak power value was negative for AB children with the extensor muscles absorbing energy, whereas BKA subjects concentrically contracted knee extensors to perform similar motions. Finally, no significant difference was seen in the kinetic data in Phase III (swing) between AB children, non-amputated and amputated limbs.

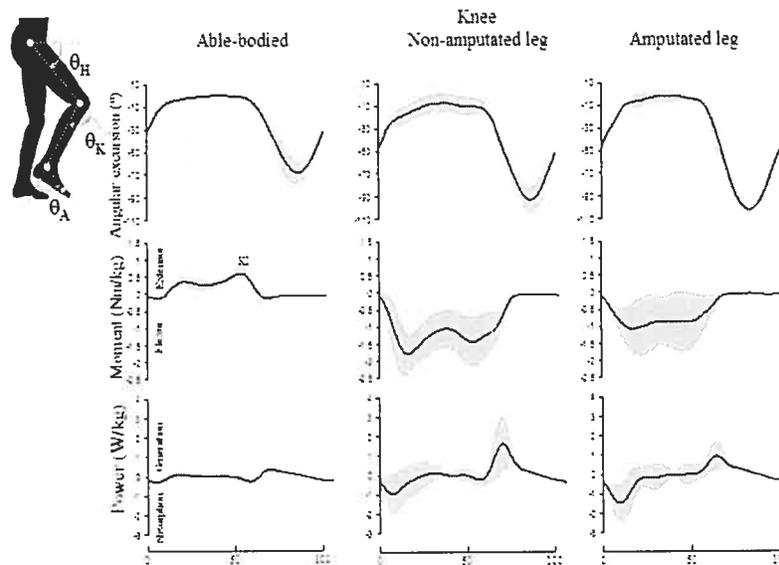


Figure 4.3: Mean knee angular excursion ( $^\circ$ ), moment (N·m/kg) and power (W/kg) for AB children, non-amputated and amputated limbs. The grey area on either side of the mean curve is the SD. The abscissa represents the percentage of the stepping cycle (0-100%).

### 4.5.2.3 Ankle joint

For all phases, no significant difference was observed for ankle joint kinematics between AB children and both BKA limbs (see Table 4.3,  $E_a$ ). For ankle kinetics (see Figure 4.4), the results showed a significant difference in the ankle peak moment and power values between AB limbs and both limbs of BKA children during Phase I. Indeed, AB children presented greater plantar flexor moment and were absorbing more energy compared to BKA children for both amputated and non-amputated limbs (see Figure 4.4, AI and Table 4.3). During Phase II, significant differences were apparent on both moment and power between AB limbs and the amputated or non-amputated limbs of BKA children. Especially during propulsion, AB children were producing greater plantar flexor moment with greater generation of energy compared to BKA children (see Figure 4.4, AII and Table 4.3). No significant difference was evident between the non-amputated and amputated limbs of BKA children. Finally, no significant difference in the kinetic data was observed between all legs during Phase III.

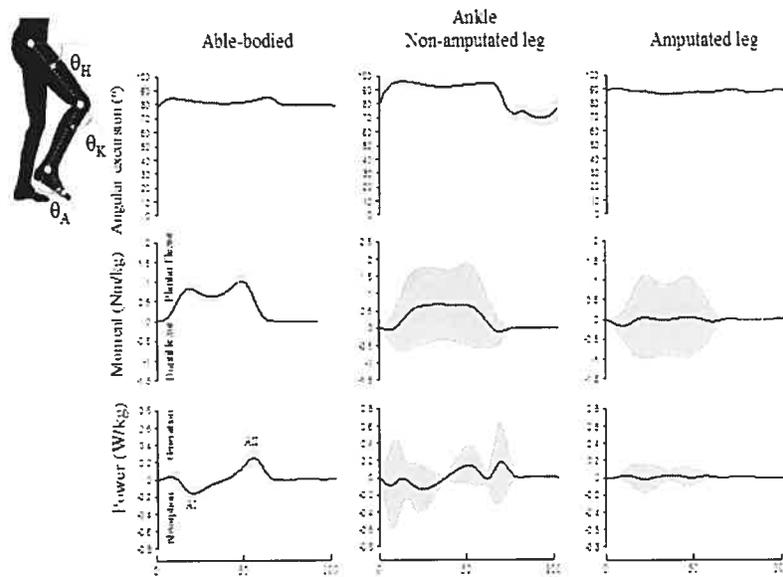


Figure 4.4: Mean ankle angular excursion ( $^{\circ}$ ), moment (N·m/kg) and power (W/kg) for AB children, non-amputated and amputated limbs. The grey area on either side of the mean curve is the SD. The abscissa represents the percentage of the stepping cycle (0-100%).

## 4.6 Discussion

The main objective of this study was to provide an understanding of how BKA children regulate coordination for their non-amputated and amputated limbs in compensating for the lost limb. For this purpose, the motor solutions used by AB vs. BKA children were compared during SIP.

### 4.6.1 Functional role of the hip, knee and ankle joints

For SIP, Phase I is the adjustment of the lower limb to weight acceptance and is characterized by foot contact on the ground until full extension of the knee. To control weight acceptance, BKA children used eccentric contraction of the hip flexor muscles to slow thigh extension. AB children presented a smaller hip flexor moment to control movement of the thigh combined with a greater net ankle plantar flexor moment compared to BKA children. Furthermore, during the stance phase, ankle muscle energy absorption was higher for AB children compared to both the amputated and non-amputated limbs (see Figure 4.4, AI). These differences can find interpretation in the fact that BKA children cannot use the triceps surae to absorb energy in their amputated limb and although they still have their triceps surae at their non-amputated limb, they manifest a strategy symmetrical with their amputated limb by reducing muscle absorption. For the knee joint during Phase I, both AB and BKA children adopted the same strategy by putting the resulting force line vector in front of their knee joint centre and producing eccentric contraction of the flexor muscle. Thus, AB children were assuming the upright position during weight acceptance with the hip, knee and ankle muscles compared to BKA children who used only the hip and knee. Indeed, the greater absorption by the flexor muscle at the hip for BKA children could be explained by the fact that the hip muscles must compensate for loss of the ankle during weight acceptance (Figure 4.2).

During Phase II, the strategy of BKA children differed from that of AB children. Indeed, while BKA children only generated a flexor moment at the hip to raise the thigh, AB children developed a lower flexor moment combined with the generation of a plantar flexor moment. During SIP, as during gait (Winter, 1983), the function of the plantar flexor moment generated at the ankle joint prior to the swing phase is to propel the limb upward and forward. During Phase II, the ankle of AB children is more effective in the production of plantar flexor moment than the ankle of the non-amputated limb while it is completely absent for the amputated limb. This greater generation from the AB plantar flexor causes better ankle push-off and helps elevate the AB limb prior to the swing phase. Thus, BKA children involve more contributions from the hip to raise both the non-amputated and amputated limbs to compensate for the lack of ankle contribution during push-off. Finally, during Phase II, for both their amputated and non-amputated limbs, BKA children generate a knee flexor moment and energy to flex the knee joint, whereas AB children use low eccentric contraction of the knee extensors to control the propulsion created by the plantar flexor muscles.

During Phase III, the strategy of BKA children was similar to that of BKA subjects, indicating that, even with amputation, BKA children performed the swing phase with the same motor solution as AB children.

It is important to point out that during the entire stance phase of the SIP task, BKA children and AB controls presented two different strategies at the knee joint (see Figure 4.3). AB children produced a knee extensor moment while BKA children generated a flexor moment for both the non-amputated and amputated limbs. In this manner, BKA children move the resulting force in front of their knee joint centre, creating a flexor moment. Such a strategy indicates another adaptation of the system to loss of the ankle joint. This result can

also be supported by the findings of Engsborg et al. (1992), who observed that the centre of mass was more anterior for the BKA children than in AB children during gait in the sagittal plane. BKA subjects might produce a knee flexor moment and use it as a passive control of upright standing during the stance phase of SIP.

#### 4.6.2 Motor solution

While Isakov et al. (2001) and Hill et al. (1999) found that BKA adults have an asymmetry between their non-amputated and amputated limbs for gait and obstacle avoidance, our results revealed high consistency in the behaviour of each limb of BKA children. Kinematics showed that BKA children performed similar motions with their non-amputated and amputated limbs, suggesting that the non-amputated limb imitated the amputated limb during SIP. However, due to amputation, the loss of muscle functions and proprioception in the amputated limb modified muscular strategies in the amputated limb but also in the non-amputated limb of BKA children compared to AB children. Although their amputation increased the difficulty in carrying out the required task, BKA children succeeded in performing SIP with the same kinematics as AB children. In particular, it could be hypothesized that the maintenance of inter-limb symmetry was an efficient strategy by BKA children to facilitate the adjustment of muscular coordination compared to AB children. Furthermore, the lack of difference in the kinematic and kinetic parameters during Phase III showed that BKA children chose a symmetric solution in the swing phase of SIP. Thus, for clinical applications, our results suggest that SIP could be considered as a potential task for early gait training with the intent to train persons with musculoskeletal dysfunctions, including BKA children, to enhance symmetry during locomotion. SIP could offer a transition task to physical therapists for below-knee recently-amputated children. If consistent synergy patterns associated with postural preparation (equilibrium) for stepping activities can be identified, physical therapists may be able to apply this information for evaluation and intervention in individuals with balance or gait disorders (Mercer et Sahrman, 1999).

## 4.7 Conclusion

This study reported kinematic similitude between BKA and AB children during SIP while kinetic analysis revealed major differences in the motor solution used by the 2 groups. SIP can surely be adopted for clinical training. Indeed, therapists could incorporate the SIP task in the rehabilitation process. To achieve symmetry between the non-amputated and amputated limbs of BKA children, therapists could progress slowly from SIP to locomotion and, finally, to more difficult tasks like obstacle avoidance.

## 4.8 Acknowledgements

The Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ), the Canadian Institutes of Health Research training program in mobility and posture disorder (CIHR-MENTOR) and the Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR) are acknowledged for the scholarships awarded to HC and financial support award to FC (FRSQ). Financial support from the Natural Sciences and Engineering Research Council (NSERC) is also acknowledged. Finally, the musculoskeletal team from Centre de réadaptation Marie Enfant is thanked for their help and support.

## CHAPITRE 5

### ARTICLE II : DIFFÉRENCES DANS LA COORDINATION DES MUSCLES AGONISTES ET ANTAGONISTES CHEZ DES ENFANTS AMPUTÉS TRANS-TIBIAUX LORS D'UN EXERCICE DYNAMIQUE

#### 5.1 Situation de l'article dans la thèse

L'objet de cette deuxième étude réside dans l'analyse et la compréhension des mécanismes de régulation des muscles agonistes et antagonistes des enfants amputés trans-tibiaux et contrôles dans une tâche de piétinement. L'article proposé est inspiré des études d'Amarantini et Martin (2004), de Burke et al. (1978) et découle directement du premier article de cette thèse. En effet, l'objectif était de comparer la régulation des muscles agonistes et antagonistes des enfants amputés trans-tibiaux à celle des enfants contrôles et de quantifier la co-contraction musculaire à l'articulation du genou lors d'une tâche de piétinement à l'aide d'un modèle modifié proposé par Amarantini et Martin (2004). L'utilisation d'une tâche de piétinement nous permettait de vérifier la cohérence de nos résultats avec l'étude de Amarantini et Martin (2004). De plus, cette étude permet de voir si la production de co-contractions musculaires est modifiée chez les enfants amputés trans-tibiaux pour une tâche de piétinement. L'article proposé ci-après concerne les résultats obtenus pour cette analyse. Il est présentement sous révision et a été récemment re-soumis à la revue *Journal of Electromyography and Kinesiology*.

## Differences in the coordination of agonist and antagonist muscle groups in below-knee amputee and able-bodied children during dynamic exercise.

Centomo, H.<sup>1,2</sup> Amarantini, D.<sup>4</sup> Martin, L.<sup>5</sup> and Prince, F.<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup> Department of Kinesiology, Université de Montréal, Montreal, Canada

<sup>2</sup> Gait and Posture Laboratory, Centre de réadaptation Marie Enfant, Montreal, Canada

<sup>3</sup> Department of Surgery, Faculty of Medicine, Université de Montréal, Montreal, Canada

<sup>4</sup> Laboratoire Adaptation Perceptivo Motrice et Apprentissage, Université Paul Sabatier, Toulouse, France

<sup>5</sup> Laboratoire Sport et Performance Motrice, Université Joseph Fourier, Grenoble, France

### 5.2 Abstract

A lack of co-contraction may predispose to knee instability or laxity, resulting in additional shear stress on the internal structures of the knee, especially in below-knee amputee (BKA) subjects. The purposes of this study were: 1) to provide information on how BKA children regulate agonist and antagonist knee muscle coordination, and 2) to quantify the level of knee co-contraction in able-bodied (AB) and BKA children during the stepping-in-place (SIP) task. Fourteen children (7 BKA vs. 7 AB), paired for gender, age, weight and height participated in this study. Four one-way ANOVAs ( $p < 0.05$ ) were used to compare peak power, the co-contraction index, and the net, agonist and antagonist moments during different phases of SIP. Statistical analysis revealed that BKA children exerted differently their agonist and antagonist muscles at the knee to perform the task. Furthermore, BKA children had symmetrical muscle coordination between their non-amputated limb and amputated limb. This muscle coordination leads to undesirable problems, such as the reduced production of co-contraction. If this is the case, it may be important to re-educate muscles surrounding the articulations of both non-amputated and amputated limbs of BKA children to prevent episodes of joint instability.

**Keywords:** Stepping-in-place, Coordination, Co-contraction, Below-knee amputee, Children, Modelling, Optimization.

### 5.3 Introduction

It is well-known that human motion necessarily involves simultaneous activation of agonist and antagonist muscle groups acting around articulations (Basmajian, 1977). On the one hand, this co-contraction contributes to the coordination needed to carry out motor tasks as effectively as possible (Corster, 1973; Tanaka, 1974). Indeed, Basmajian (1977) has suggested that co-contraction could be an indicator of motor skills acquisition, with progressive inhibition of undesirable muscular activity and optimal production of co-contraction suitable to carry out the task. Winter (1979) concluded that the co-contraction plays an important role in the development of the motor skills in young children. On the other hand, antagonistic muscle function is not limited to opposing motion but also involves joint stability and stiffness, reducing joint laxity. For example, the hamstrings assist the work of the anterior cruciate ligament to maintain the knee stability and to produce a force opposing the anterior translation movement of the tibia when the quadriceps is activated to perform knee extension (Miller et al., 2000). Thus, a lack of co-contraction could produce joint instability, imposing an additional stress on the internal joint structures (Arms, Pope, Johnson, Fischer, Arvidsson et Eriksson, 1984; Solomonow, Baratta et D'Ambrosia, 1989).

Considering the above roles of co-contraction, the reciprocal action of agonist and antagonist muscle groups can also be the cause of abnormal inefficiency of the movement in neurological pathologies (Falconer et Winter, 1985). When the muscles of the human body are damaged, their capacities to develop muscular force are altered (Shields, 2002). Therefore, the neuromuscular system often compensates for a deficiency and performs the same task by modifying the efforts of the other muscles (Ageberg, 2002) because of the muscle redundancy inherent in the musculoskeletal system. For example, below-knee amputee (BKA) subjects appropriately modify muscle coordination to compensate for the loss of muscles sur-

rounding the ankle joint, thus performing the same movement as able-bodied (AB) adults during obstacle avoidance (Hill et al., 1999). However, these different mechanisms may create bone-on-bone forces which are particularly important in the etiology of degenerative osteoarthritis that is frequently present in the knees of amputated limbs (AL) and the non-amputated limbs (NAL) of BKA adults (Burke et al., 1978). It is, therefore, important to quantify the influence of muscular impairment on other components of the musculoskeletal system, such as the knee joint, to avoid additional structural problems (Herzog, Diet, Suter, Mayzus, Leonard, Müller, Wu et Epstein, 1998; Suter et Herzog, 2000). Investigations are warranted into the agonist and antagonist muscle coordination displayed by BKA children at the knee joints during a limb-loading task to enhance their mobility and to foster early diagnosis, thereby avoiding early occurrence of the above deficiencies.

The present study aimed to examine the reorganization of muscle coordination in BKA children during a limb-loading task, stepping-in-place (SIP). The SIP task challenges the control of whole-body equilibrium because it incorporates multi-joint coordination and a reciprocally rhythmic lower extremity movement pattern similar to gait (Garcia et al., 2001). Our objectives were: 1) to provide information on how BKA children regulate agonist and antagonist muscle coordination in the NAL and AL knee joint, and 2) to quantify the level of knee co-contraction in AB and BKA children. A modified version of the EMG-assisted optimization model proposed by Amarantini et Martin (2004) was used to provide physiologically realistic estimations of agonist and antagonist moments with kinematic, kinetic and EMG data as inputs. We hypothesized that the neuro-musculoskeletal system would reorganize the relative contributions of muscles surrounding the knee at the AL with the aim of ensuring efficient muscle coordination and joint stability during the SIP task.

## 5.4 Methods

### 5.4.1 Subjects and experimental protocol

Fourteen subjects distributed into two groups participated in this study (see Table 5.1 for mean characteristics). The first group was comprised of 7 BKA children selected from the Musculoskeletal Clinic of the Centre de Réadaptation Marie Enfant of Hôpital Sainte-Justine. Four children had congenital limb deficiencies while the other 3 had undergone amputations as a result of meningococemia disease. A certified prosthetist of the Centre de Réadaptation Marie Enfant performed individual evaluations to ensure that the lower limb prosthesis functioned normally and that each subject was comfortable using it. The second group was comprised of 7 AB children with no known musculoskeletal problems that could affect their ability to perform the SIP task. All children were physically active and in good health. The project was approved by the Research Ethics Committee of Hôpital Sainte-Justine, and all parents gave their informed consent after receiving written and verbal information about the experiment.

Characteristics	Able-bodied children	Below-knee amputee children	$p < 0.05$
Gender	2 girls and 5 boys	3 girls and 4 boys	-
Age (y)	$12 \pm 3$	$11 \pm 3$	NS
Height (cm)	$152.8 \pm 15.8$	$146.6 \pm 14.2$	NS
Weight (kg)	$49.0 \pm 15.0$	$48.1 \pm 14.1$	NS
Time since amputation (y)	-	$9 \pm 4$	-

Table 5.1: Characteristics of able-bodied and below-knee amputee children. NS = non-significant for a student t-test. Mean  $\pm$  standard deviation.

## 5.4.2 Experimental design

All subjects were asked to perform five 30-s trials of SIP at a self-selected cadence. Data acquisition lasted 10 s, and started randomly without the awareness of the participants, to avoid recording periodic movements at the beginning and end of the task (Brenière et Dietrich, 1992). Subjects were given three training trials before performing the experiment trials.

## 5.4.3 Data acquisition and processing

### 5.4.3.1 Kinematic and dynamic data

Kinematics data were acquired at 60 Hz by 8 digital cameras (Vicon Motion System, Vicon Peak, CA, USA). For comparisons, variables were analyzed in the sagittal plane, because SIP was mainly 2D (Amarantini et Martin, 2004). Twenty-four reflective markers were placed bilaterally on anatomical landmarks (front and back head, acromion, elbow, wrist, anterior superior iliac spine, thigh, knee, shank, ankle, heel and toe), and 1 on the sacrum. Raw coordinates were filtered with a zero-lag, low-pass Butterworth filter (4<sup>th</sup> order, 6 Hz cut-off frequency) before computing joint angular displacements. At each joint, angular velocity and acceleration were calculated by differentiating cubic smoothing splines (De Boor, 2004).

Ground reaction forces and moments were recorded at 900 Hz with two force platforms (Advance Mechanical Technology, Inc., MA, USA). The platform data were filtered with a zero-lag, 4<sup>th</sup> order Butterworth filter at a 9 Hz low-pass cut-off frequency.

### 5.4.3.2 Electromyography

The EMG signal was captured by 8 double-differential EMG pre-amplified electrodes of 1 cm diameter and 2 cm interelectrode distance (centre to centre) from a multi-channel EMG system (Model MA-300-16, Motion Lab Systems, Inc., LA, USA). Eight electrodes were placed bilaterally and oriented over muscles with respect to tendon and muscle fibre direction. For AB children, the 8 electrodes were located respectively on the rectus femoris (RF), vastus medialis (VM), semitendinosus (ST) and gastrocnemius (GA), whereas 7 EMG electrodes were installed on BKA children, removing the GA electrode meant for the AL. These muscles were chosen on the recommendation of Olney et Winter (1985) and (Amarantini et Martin, 2004) in order to record the activity of muscles which activities represent all the different roles observed around the knee (bi-articular muscles acting simultaneously at the hip and knee, simultaneously at the knee and ankle, and mono-articular muscles acting at the knee). The EMG signals were sampled at 900 Hz, and then full-wave rectified. Alcohol was applied to clean the skin and, when necessary, hair was shaved. To establish moment-EMG relationships, the low-pass cut-off frequency and the exponent applied to the EMG signals were respectively set to 2.5 Hz and 1 for all muscles according to the recommendations of Amarantini et Martin (2004).

### 5.4.4 Calculation of net joint kinetics

The vector of net moments at the hip, knee and ankle joints ( $\mathbf{M}$ ) was estimated with inverse dynamic calculations, using Lagrangian formalism (Amarantini et Martin, 2004; Cahouët et al., 2002).  $\mathbf{M}$  was expressed at each time  $t$  as a function of joint kinematics (for hip (h), knee (k) and ankle (a)) by:

$$\mathbf{M} = A(\theta) \cdot \ddot{\theta} + B(\theta) \cdot \dot{\theta} + C(\theta) \cdot \theta^2 + G(\theta) \quad (5.1)$$

where  $\theta = \langle \theta_h, \theta_k, \theta_a \rangle^t$  was the angular position vector,  $\ddot{\theta} = \langle \ddot{\theta}_h, \ddot{\theta}_k, \ddot{\theta}_a \rangle^t$  was the angular acceleration vector,  $\dot{\theta}^2 = \langle \dot{\theta}_h^2, \dot{\theta}_k^2, \dot{\theta}_a^2 \rangle^t$  and  $\dot{\theta}\dot{\theta} = \langle \dot{\theta}_h\dot{\theta}_k, \dot{\theta}_h\dot{\theta}_a, \dot{\theta}_k\dot{\theta}_a \rangle^t$  were velocity vectors. A, B and C were respectively inertial, Coriolis and centrifugal coefficients matrices. G was the vector sum of external forces. Net joint power was computed at each joint as the scalar product of angular velocity and net joint moment:

$$P_j = \mathbf{M}_j \cdot \dot{\theta}_j \quad (5.2)$$

For sign convention, the moment was positive for hip and knee extension as well as for ankle plantar flexion. Positive power indicated that the muscles generated energy (concentric contraction), while negative power indicated that the muscles absorbed energy (eccentric contraction).

#### 5.4.5 Estimation of agonist and antagonist moments

Agonist and antagonist moments were measured with an modified version of the EMG-assisted optimization model proposed by Amarantini et Martin (2004). Here, the experimental step of isometric calibration was incorporated directly into the routine used for dynamic conditions. This improvement is a net advantage for clinical application since it reduces the complexity of the experimental design. Thus, the optimization problem was rewritten as: find:  $\alpha = \{\alpha_{RF}, \alpha_{VM}, \alpha_{ST}, \alpha_{GA}\}$ ,  $\beta = \{\beta_h, \beta_k, \beta_a\}$ ,  $\delta = \{\delta_h, \delta_k, \delta_a\}$  and  $w = \{w_{RF}, w_{VM}, w_{ST}, w_{GA}\}$

that minimize:

$$C = \frac{1}{2} \cdot \sum \left( M_k(t) - \hat{M}_k(t) \right)^2 \quad (5.3)$$

with:

$$\begin{aligned}\hat{M}_{k_i}(t) &= w_i(t) \cdot [\alpha_i \cdot rEMG_i(t)] \cdot [1 \pm E \cdot (\beta \cdot \Delta\theta) \pm E \cdot (\delta \cdot \dot{\theta})] \\ i &= \{RF, VM, ST, GA\}\end{aligned}\tag{5.4}$$

(see appendix III for detailed expressions of each individual muscle moment)

subject to:

$$\begin{aligned}\alpha_{ST} \text{ and } \alpha_{GA} &< 0, \alpha_{RF} \text{ and } \alpha_{VM} > 0 \\ \beta &> 0 \text{ and } \delta > 0 \\ \hat{M}_{flexor} &< 0 \text{ and } \hat{M}_{extensor} > 0 \\ 0 &< w < 1\end{aligned}$$

where  $\hat{M}_k$  was the net moment estimated from the optimization, rEMG was the vector of EMG signals processed using filter characteristics, and  $\alpha$  was the matrix of coefficients establishing EMG-moment relationships. Variable  $w$  was the matrix of individual muscle gains, and  $E$ , the matrix of biarticularity.  $\beta$  and  $\delta$  were matrices composed of stiffness and viscosity coefficients, depending respectively on angular changes ( $\theta_j - \theta_{jTiso}$ ) and angular velocity ( $\dot{\theta}_j$ ) vectors.  $\Delta\theta$  was defined as the difference between the vector of angular displacement ( $\theta$ ) and that of theoretical isometric calibration angles ( $\theta_{iso} = \langle \theta_{hTiso}, \theta_{kTiso}, \theta_{aTiso} \rangle^t$ ) calculated as half of the excursion of movement at each joint (van Dieën et Visser, 1999).

The above constrained nonlinear optimization problem was solved by sequential quadratic programming (Boggs et Tolle, 1996; Kruk et Wolkowicz, 1998), with  $w$ ,  $|\alpha|$ ,  $\beta$  and  $\delta$  initially set to 0.5, 50, 5 and 5, respectively. The co-contraction index (CI) was computed with flexor and extensor moments at the knee at each time  $t$ , using the expression given by Falconer et

Winter (1985):

$$CI = \left( \frac{2 \cdot |M_{antago}|}{|M_{ago}| + |M_{antago}|} \right) * 100\% \quad (5.5)$$

where  $M_{ago}$  was the knee agonist moment, and  $M_{antago}$  is the knee antagonist moment. For the amputated limb (AL), only ST was taken as the representative muscle of knee flexor to estimate agonist and antagonist moments at each time  $t$ .

#### 5.4.6 Normalization and statistics

After calculation, all biomechanical patterns were normalized relative to time, and the duration of movement phases was expressed as a proportion of total step duration. Joint kinetics were normalized by subject mass. For each subject, mean kinematic and kinetic profiles were obtained by averaging the results of 10 cycles randomly selected from the experimental trials.

The step cycle was split into four different phases. The first phase (I) was the time period of knee extension during stance and corresponded to the weight acceptance period; the second phase (II) was the time period of stable knee extension during stance; the third phase (III) was the time period of knee flexion during swing, and, finally, the fourth phase (IV) was the time period of knee extension during swing.

For each of these phases, four one-way ANOVAs were performed to test the difference between the right limb, the left limb, the AL and the NAL. The dependent variables were the peaks of angular displacements, the peaks of agonist, antagonist, net joint moment, power and the CI (expressed in %) at the knee. Besides having analyzed the CI for each phase

(I-IV), the CI was also analyzed during the end of extension and during changes of direction. Significant difference was set at  $p < 0.05$ .

## 5.5 Results

AB children showed no significant difference on peak values for all variables between the left and right limbs. Therefore, the results for both limbs were averaged as the control limb (CL) reference for comparative purposes with the NAL and AL of BKA children.

### 5.5.1 Kinematics

From a temporal point of view, during SIP, the analysis revealed that the durations of stance and swing phases were not significantly different between AB and BKA children. As observed by other studies for different tasks, for example, obstacle avoidance (Hill et al., 1997, 1999), no effect of amputation was seen on joint angular excursion at the knee, ankle and hip.

### 5.5.2 Kinetics

The modified version of the EMG-assisted optimization model employed in this study gave accurate estimations of the net moments in comparison to the net moments obtained by inverse dynamic calculation with Lagrangian formalism. Indeed, we found coefficients of determination of 0.98 for AB children and of 0.96 for BKA children. Hence, for the rest of this paper, the net moments estimated from EMG signals will be taken to compare the CL, NAL and AL.

From the kinetic data, the following findings were made for different phases of the step cycle (see Figure 5.1). Phase I: Significant differences were observed between the CL and the NAL for the mean of the peak net moments and power. Extensor moments for the CL

( $0.6 \pm 0.2$  Nm/kg) and flexor moments for the NAL ( $-0.7 \pm 0.3$  Nm/kg) were noted. Power demonstrated that the CL was in concentric contraction ( $0.4 \pm 0.2$  W/kg) compared to the NAL that was in eccentric contraction ( $-0.7 \pm 0.3$  W/kg). Similar data with the NAL were obtained for this period on AL where the AL had flexor muscle moments ( $-0.9 \pm 0.4$  Nm/kg) with eccentric contraction ( $-0.5 \pm 0.2$  W/kg). Furthermore, AB children were using extensor muscles as agonist compared to BKA children who were exerting flexor muscles as agonist. Phase II: During stable knee extension of the stance period, significant differences were observed between the CL and the NAL for peak net moment. The CL had extensor moments ( $1.0 \pm 0.2$  Nm/kg) in concentric contraction ( $0.3 \pm 0.2$  W/kg) while the NAL had flexor moments ( $-0.6 \pm 0.3$  Nm/kg) in eccentric contraction ( $-0.4 \pm 0.2$  W/kg). The agonist moment for the CL ( $1.2 \pm 0.2$  Nm/kg) was significantly different from that of the NAL ( $-1.1 \pm 0.2$  Nm/kg). For the CL, the antagonist moment was significantly different ( $-0.2 \pm 0.1$  Nm/kg) compared to the NAL ( $0.5 \pm 0.1$  Nm/kg). Similar significant differences were seen between the CL and AL. Indeed, the AL had flexor moments ( $-0.9 \pm 0.3$  Nm/kg) in eccentric contraction ( $-0.1 \pm 0.05$  W/kg) compared to extensor moments in concentric contraction observed at the CL. The agonist moments of the AL were significantly different ( $-1.2 \pm 0.4$  Nm/kg) compared to the CL. Finally, the antagonist moments of the AL ( $0.2 \pm 0.1$  Nm/kg) were significantly different from those of the CL. Phases III-IV: No significant difference between the two groups was evident during this period of the SIP task.

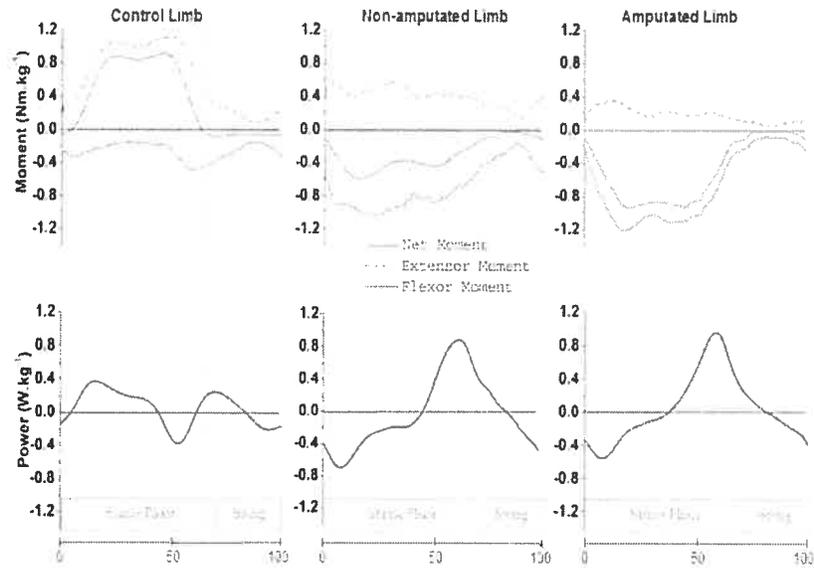


Figure 5.1: Top: Mean net joint moment, extensor muscle moment and flexor muscle moment estimated from the modified version of the EMG-assisted optimization model proposed by (Amarantini et Martin, 2004) for the entire stepping-in-place cycle (0-100%). Moments are expressed in  $\text{N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  for the control limb, non-amputated limb and amputated limb. Bottom: Power in  $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$  for the control limb, non-amputated limb and amputated limb.

### 5.5.3 Co-contraction

As seen in Figure 5.2, at the end of knee extension (Phase I), there was a difference between the CL and NAL for the CI. Indeed, the CI of the CL ( $51.9 \pm 5.7\%$ ) was significantly greater than the CI of the NAL ( $31.1 \pm 1.6\%$ ). Similar results were obtained for the CL and AL, where the CI of the AL ( $20.1 \pm 3.1\%$ ) was significantly smaller than for the CL. Finally, at the end of Phase III, prior to the change of direction (from knee flexion to knee extension during the swing period), the CI of the CL ( $72.5 \pm 7.1\%$ ) and the NAL ( $77.9 \pm 7.0\%$ ) was significantly higher compared to the CI of the AL ( $45.3 \pm 1.2\%$ ).

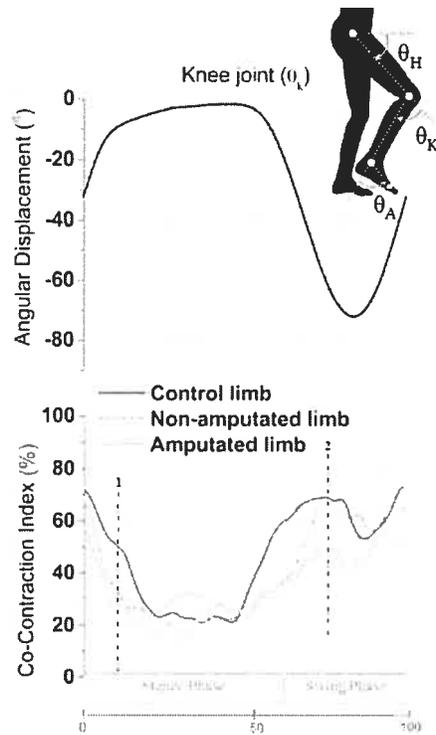


Figure 5.2: Top: Typical knee excursion during the stepping-in-place (SIP) task for the entire cycle (0-100%) where values around zero are knee extension. Bottom: Co-contraction index for the control limb, non-amputated limb and amputated limb during 1) the end of weight acceptance, and 2) prior to the change of direction (flexion to extension) in the swing phase.

## 5.6 Discussion

The purpose of this study was to understand how BKA children compensate for the loss of their limb and how they regulate agonist and antagonist contraction at the knee joint in order to perform the SIP task. These strategies will be discussed in terms of muscle coordination and joint stability.

From a kinematics point of view, the results showed no significant difference in joint ex-

cursions between BKA and AB children during SIP. This finding revealed some consistency in behaviour between subject groups, as reported by Hill et al. (1997, 1999) for obstacle avoidance. Coordination reorganization could then be explained by the line of the vertical reaction force vector being located ahead or behind the different joint rotation centres during the stance period. This observation goes along with the fact that there was a significant difference during the stance period but not during the swing period. Thus, AB and BKA children performed similar kinematics during the SIP task but used different muscle coordination.

During the stance period (Phase II), AB children exerted their extensor muscles in concentric contraction compared to BKA children who employed their flexor muscles in eccentric contraction. AB children used an active strategy which consisted of extending their articulations with concentric contraction from the quadriceps compared to BKA children who adopted a passive strategy in carrying out eccentric contraction, thereby stretching passive structures of the muscles. Indeed, for both limbs, BKA children engaged their hamstrings in eccentric contraction to stabilize their knee joint, which did not require as much physiological energy as concentric contraction (Seliger, Dolejs et Karas, 1980). Prior to the swing phase, AB children performed eccentric contraction of the quadriceps with the aim of controlling the small flexion at the knee.

Finally, both groups presented a concentric contraction with the hamstrings to bend the knee during the swing phase. This difference in muscle coordination between AB and BKA children emphasizes the ability of the central nervous system to take advantage of muscle redundancy to control actions in a flexible way. The difference could be explained by prior evidence of central nervous system reorganization after amputation in humans (Chen, Cohen et Hallet, 2002; Flor, Elbert, Knecht, Wienbruch, Pantev, Birbaumer, Larbig et Taub, 1995;

Knecht, Henningsen, Elbert, Flor, Höhling, Pantev, Birbaumer et Taub, 1995). Furthermore, symmetry between the NAL and AL is consistent with the study of Kavounoudias, Tremblay, Gravel, Iancu et Forget (2005), in which it was reported that the threshold of passive movement detection was significantly higher for both the NAL and AL of adults with traumatic BKA adults compared to AB adults. Therefore, it appears likely that BKA children develop compensatory mechanisms at the NAL to imitate AL muscle coordination to accomplish functional activities with symmetry as in AB children.

Given that there was a change in muscle coordination, we observed adaptation of the agonist and antagonist muscles. Indeed, the present study showed that both groups of subjects used different agonist and antagonist muscles during the stance period. BKA children performed the SIP with the flexor muscles as agonists compared to AB children, who deployed extensor muscles as agonists. Besides not having the same muscle coordination, the co-contraction produced by BKA children was different from that evoked by the AB children. Amarantini et Martin (2004) demonstrated that at the end of a movement and with changes of directions, subjects use more co-contraction (larger CI). Indeed, both groups of subjects had a greater CI during the end of Phases I and III, which correspond to the end of knee extension and change of directions respectively.

At the level of diagnosis, if the co-contractions were not well-synchronized or if they were insufficient during motor skills, they should be regarded as ineffective muscular contractions (Falconer et Winter, 1985; Solomonow et al., 1989). Indeed, when comparing AB and BKA children during the end of knee extension (weight acceptance) of the stance period, our results showed that the CI for the CL was significantly higher compared to the NAL and AL. This lack of co-contraction for BKA children could be very important in the premature development of osteoarthritis in both the NAL and AL (Burke et al., 1978). Indeed,

MacWilliams, Wilson, DesJardins, Romero et Chao (1999) have suggested that hamstring co-contraction reduces the internal rotation, anterior translation and load on the anterior cruciate ligament. Furthermore, Miller et al. (2000) observed an increase of stability at the knee joint with the augmentation of co-contraction. During this period, good knee stability was required because of progressive loading on the foot, leg and thigh segments which increased the internal knee joint stress.

During the stance period (Phase II), there was less co-contraction because both groups adopted a mechanical strategy to maintain knee joint extension, and stability was obtained by higher agonist muscles activation compared to the antagonist muscle activation. This strategy ensured stability during the stance phase, but could create additional forces on the knee joint. Finally, at the end of Phase III, which corresponded to a change in direction, our study showed that the CL and NAL had a greater CI compared to the AL. Again, this lack of co-contraction at the knee disclosed possible instability at the AL knee joint which could lead to premature knee joint degeneration (Burke et al., 1978). In summary, BKA children preferred to perform the SIP task with symmetrical muscle coordination instead of assuring optimal joint stability. This was true for both the NAL and the AL.

## 5.7 Conclusion

In this study, BKA children used different knee agonist and antagonist muscle coordination to achieve similar lower extremity kinematics as AB children. The limitations of the present work can be related to the fact that SIP does not involve forward progression, and requires less interaction between the nervous and motor systems (visual flow, adaptation to surface, etc.). However, SIP is a joint-loading task which challenges the control of whole-body equilibrium and multijoint coordination with step phase similar to gait. Although there

was no forward progression, our study revealed that BKA children employed symmetrical muscle coordination patterns in both the NAL and AL. This strategy led to joint stability problems in the NAL and AL. Indeed, at the end of the knee extension phase (weight acceptance and during change of direction), BKA children showed less co-contraction than AB children. This lack of co-contraction could reduce knee stability and may stress the internal structures of the knee. It may then be important to re-educate (strengthen and coordinate) muscles surrounding the knee of both the NAL and AL of BKA children. An increase of co-contraction could prevent episodes of joint instability and could even avoid the development of premature knee osteoarthritis. Further assessments should be conducted to provide additional information in more complex neuro-musculoskeletal tasks, such as locomotion, obstacle avoidance to provide deeper understanding on coordination in amputees.

## 5.8 Acknowledgements

The Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ), the Canadian Institutes of Health Research training program in mobility and posture disorder (CIHR-MENTOR) and the Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR) are acknowledged for the scholarships awarded to HC and financial support award to FC (FRSQ). Financial support from the Natural Sciences and Engineering Research Council (NSERC) is also acknowledged. Finally, thanks are due to the musculoskeletal team from Centre de réadaptation Marie Enfant for their tremendous help and expertise-sharing.

## CHAPITRE 6

### ARTICLE III : ADAPTATION DES PATRONS MUSCULAIRES DES ENFANTS AMPUTÉS TRANS-TIBIAUX LORS DE LA MARCHÉ

#### 6.1 Situation de l'article dans la thèse

Après avoir déterminé la co-contraction à l'articulation du genou lors d'une tâche de pié-tinement, il convient désormais de nous intéresser à la co-contraction produite à l'articulation du genou lors d'une tâche locomotrice. L'objet de cette troisième étude est donc de quantifier la co-contraction musculaire à l'articulation du genou chez des enfants amputés trans-tibiaux et contrôles lors de la marche. L'article proposé est inspiré des études d' Amarantini et Martin (2004) et de Burke et al. (1978); Melzer et al. (2001) et découle directement du deuxième article de cette thèse. La modification du modèle proposé par Amarantini et Martin (2004) nous a permis d'utiliser cet outil en milieu clinique permettant d'évaluer les co-contractions musculaires au genou lors de tâches locomotrices. Ces co-contractions musculaires pourraient être responsables de la dégénérescence prématurée à l'articulation du genou observée chez les amputés trans-tibiaux (Burke et al., 1978; Melzer et al., 2001). L'article proposé ci-après concerne les résultats obtenus pour cette analyse. Il est présentement sous révision et a été récemment re-soumis à la revue *Clinical Biomechanics*.

## Muscle adaptation patterns of below-knee amputee children during walking.

Centomo, H.<sup>1,2</sup> Amarantini, D.<sup>4</sup> Martin, L.<sup>5</sup> and Prince, F.<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup> Department of Kinesiology, Université de Montréal, Montreal, Canada

<sup>2</sup> Gait and Posture Laboratory, Centre de réadaptation Marie Enfant, Montreal, Canada

<sup>3</sup> Department of Surgery, Faculty of Medicine, Université de Montréal, Montreal, Canada

<sup>4</sup> Laboratoire Adaptation Perceptivo Motrice et Apprentissage, Université Paul Sabatier, Toulouse, France

<sup>5</sup> Laboratoire Sport et Performance Motrice, Université Joseph Fourier, Grenoble, France

### 6.2 Abstract

*Background.* Many studies have shown that below-knee amputation involves modifications of net muscle patterns during gait. However, these experiments did not estimate the contribution of simultaneous agonist and antagonist muscle action (co-contraction) during gait tasks. Modification of co-contraction could create joint instability and, thus, change joint integrity, which is particularly important in the etiology of degenerative diseases, such as osteoarthritis, present at the knees of amputated limbs, and particularly in non-amputated limbs. The purpose of this study was to provide information on how BKA children regulate muscle patterns in the non-amputated and amputated limbs in compensating for lost limbs at the knee and to evaluate the production of co-contraction at the knee during gait in able-bodied and below-knee amputee children.

*Methods.* Twelve children (6 below-knee children vs. 6 able-bodied children) paired for gender, age, weight and height participated in this study. Four one-way ANOVA ( $P < 0.05$ ) were used to compare peak power, the co-contraction index, and net, agonist and antagonist moments during different phases of the gait cycle.

*Findings.* Statistical analysis showed that below-knee children modified their muscle patterns at their amputated limb and produced smaller co-contraction ( $P < 0.05$ ), during single limb support, for both the non-amputated and amputated limbs when compared to able-bodied children.

*Interpretation.* These results suggest that below-knee amputee children altered their muscle patterns to perform walking tasks. These changes produced a diminution of co-contraction during single limb support for both the amputated and non-amputated limbs and, thus, could create joint instability.

**Keywords:** Below-knee amputee, Children, Agonist muscles, Antagonist muscles, Co-contraction, Gait, Muscle patterns.

### 6.3 Introduction

Human locomotion involves complex multi-joint and multi-muscle coordination arising because of the redundancy inherent in the musculoskeletal system. Especially during walking, able-bodied (AB) subjects coordinate motion in the lower limbs at the hip, knee and ankle joints for safer ambulation in their environment (Winter, 1991).

For below-knee amputation (BKA) subjects, loss of the ankle and foot, which is responsible for 80% of the propulsion in normal gait (Winter, 1991), requires changes in hip and knee joint coordination to perform accurate gait (Powers et al., 1998; Sadeghi et al., 2001; Sanderson et Martin, 1997; Winter et Sienko, 1988). Particularly for the knee joint during weight-bearing, Sanderson et Martin (1997) observed, in 6 BKA adults (32.8 (SD 6.7) years), that while the control limb (CL) of AB adults and the non-amputated limb (NAL) showed a transition in their moment patterns during stance (extensor to flexor), the net knee moment for the amputated limb (AL) was flexor for nearly the entire stance phase. Furthermore, Winter et Sienko (1988) noted a very low or near zero net moment in elderly BKA subjects for the first half of stance and a normal knee flexor moment for the rest of the stance phase. In contrast, Powers et al. (1998) recorded a knee extension moment throughout the stance phase in 10 BKA males (62.3 (SD 6.9) years). In addition, the previously-mentioned authors did not record similar findings regarding knee joint kinetics.

On the other hand, it has been demonstrated that the knee joint is commonly affected in joint pathologies associated with BKA (Burke et al., 1978; Melzer et al., 2001). Joint instability (or joint laxity) is a major factor in the etiology of degenerative diseases (Felson et al., 2000; Issa et Sharma, 2006) such as osteoarthritis seen at the knee of the NAL and AL of BKA subjects (Burke et al., 1978; Melzer et al., 2001). Articular instability could be

attributed to changes in co-contraction (i.e., co-activation of the agonist and antagonist muscles), creating additional stresses on the internal structures of the joints (Arms et al., 1984; Miller et al., 2000; Solomonow et al., 1989). More precisely in AB adults during walking, Falconer et Winter (1985) found a higher percentage of co-contraction during weight acceptance. The higher production of co-contraction during weight acceptance is not surprising, given that this phase requires augmented knee joint stability. Hence, the development of premature osteoarthritis at the knees of BKA subjects could result from modifications in the activity of the agonist and antagonist muscle groups associated with changes observed in net joint kinetics. Indeed, the human system has more muscles acting around each joint than theoretically needed for coordinated motion, and there are multiple possibilities of muscle coordination to perform a given movement (Prilutsky et Zatsiorsky, 2002).

Thus, the purposes of the present study were 1) to compare the net, flexor and extensor moments developed at the knee joint during gait in the NAL and the AL of BKA versus AB children, 2) to quantify the level of co-contraction at the knee during gait in AB and BKA children, and 3) to gain insight into how BKA children exploit muscular redundancy at the level of muscle groups to perform accurate gait despite amputation. Based on kinematic, kinetic and EMG data, co-contraction was estimated with an updated version of the EMG-assisted optimization model proposed by Amarantini et Martin (2004). Thus, the present experiment tested the hypothesis that BKA children modify their production of co-contraction because they adopt different muscle patterns, using redundancy of the musculoskeletal system at the knee joint for both the AL and NAL compared to the CL. For BKA subjects, such changes could affect joint stability and, thus, might favour the development of osteoarthritis in both their AL and NAL.

## 6.4 Methods

### 6.4.1 Subjects

Six BKA children (4 males, 2 females) with age 11 (SD 5) years, height 153.5 (SD 16.1) cm and body mass 53.4 (SD 21.3) kg were selected from the Musculoskeletal Clinic of the Centre de Réadaptation Marie Enfant of Hôpital Sainte-Justine. Four children had congenital limb deficiencies while the other two underwent amputations as a result of meningococemia disease. A certified prosthetist of the Centre de Réadaptation Marie Enfant conducted individual evaluations to ensure that the lower limb prostheses performed normally and that each subject was comfortable with it. To provide some control over the effect of prosthetic design on gait, BKA children using Seattle-Light foot prostheses were recruited. Additionally, amputee recruitment focused on children who were fully ambulatory. Six age-, height-, weight- and sex-matched AB children (4 males, 2 females) with age 12.2 (SD 4) years, height 156.4 (SD 17.3) cm and body mass 55.5 (SD 13.9) kg with no known musculoskeletal problems that could affect their ability to perform the walking task were recruited for this study. All the children were physically active and in good health. The procedures for this study were approved by the Research Ethics Committee of Hôpital Sainte-Justine, and all parents gave informed, written consent.

### 6.4.2 Experimental design

Each subject was instructed to walk along a 10 m walkway at a self-selected cadence. Shoes were worn during testing. Three to five practice trials were allowed to familiarize the subjects with the testing environment. Three acceptable trials were recorded for each limb. The equipment deployed in this study comprised 8 digital cameras (Vicon Peak, CA, USA), 2 AMTI force platforms (Advance Mechanical Technology Inc., MA, USA) and height double-differential pre-amplifier EMG electrodes from a multi-channel EMG system (Model

MA-300-16, Motion Lab Systems, Inc., LA, USA).

The 2-D kinematic data were acquired at 60 Hz. Twenty-four passive, reflective markers were placed bilaterally on anatomical landmarks (front and back of head, acromion, elbow, wrist, anterior superior iliac spines, thigh, knee, shank, ankle, heel and toe) and 1 on the sacrum. Raw coordinates were filtered with a zero-lag, low-pass Butterworth filter (4th order, 6-Hz cut-off frequency) before computing joint angular and linear displacements. At each joint, angular velocity and acceleration were calculated by differentiating cubic smoothing splines (De Boor, 2004). Ground reaction forces and moments were recorded at 900 Hz and were filtered with a zero-lag 4th order Butterworth filter with a 9 Hz low-pass cut-off frequency. Finally, 8 EMG electrodes were used to collect muscle activity data bilaterally on the rectus femoris, vastus medialis, semitendinosus (ST) and gastrocnemius (GA) for AB children. The same EMG electrodes were applied on BKA children, without the GA electrode for the AL. The electrodes were oriented over muscle with respect to tendon and muscle fibre direction. The skin was cleaned with alcohol and, when necessary, body hair was shaved. The EMG signals were sampled at 900 Hz with a pass band filter from 30 to 300 Hz, and then full wave-rectified.

#### 6.4.3 Gait variables

The vector of net moments was calculated at the knee with inverse dynamics, according to Lagrangian formalism (Amarantini et Martin, 2004; Zajac et Gordon, 1989). Net joint power was computed at each joint as the scalar product of angular velocity and net joint moment. For sign convention, the moment was positive for knee extension. Concentric contraction (energy generation) was represented by positive power, while eccentric contraction (energy absorption) was represented by negative power.

Agonist and antagonist moments were estimated with a modified version of the EMG-assisted optimization model proposed by Amarantini et Martin (2004). For this study, isometric calibration was directly incorporated into the routine used for dynamic conditions. This improvement is an obvious advantage for clinical application since it reduces the complexity of the experimental design.

To establish isometric moment-EMG relationships, the low-pass cut-off frequency and the exponent applied to the EMG signals were respectively set to 2.5 Hz and 1 Hz for all muscles according to the recommendations of Amarantini et Martin (2004). Consequently, the optimization problem was re-written as:

find:  $\alpha = \{\alpha_{RF}, \alpha_{VM}, \alpha_{ST}, \alpha_{GA}\}$ ,  $\beta = \{\beta_h, \beta_k, \beta_a\}$ ,  $\delta = \{\delta_h, \delta_k, \delta_a\}$  and  $w = \{w_{RF}, w_{VM}, w_{ST}, w_{GA}\}$   
that minimize:

$$C = \frac{1}{2} \cdot \sum \left( M_k(t) - \hat{M}_k(t) \right)^2 \quad (6.1)$$

with:

$$\hat{M}_k(t) = w_{ext}(t) \cdot \hat{M}_{ext} + w_{flex}(t) \cdot \hat{M}_{flex} \quad (6.2)$$

$$\hat{M}_{k_i}(t) = [\alpha_i \cdot rEMG_i(t)] \cdot [1 \pm E \cdot (\beta \cdot \Delta\theta) \pm E \cdot (\delta \cdot \theta)] \quad (6.3)$$

$$i = \{RF, VM, ST, GA\}$$

(see appendix III for detailed expressions of each individual muscle moment) subject to:

$$\alpha_{ST} \text{ and } \alpha_{GA} < 0, \alpha_{RF} \text{ and } \alpha_{VM} > 0$$

$$\beta > 0 \text{ and } \delta > 0$$

$$\hat{M}_{flex} < 0 \text{ and } \hat{M}_{ext} > 0$$

$$0 < w < 1$$

where:  $\hat{M}_k$  is the net muscle moment estimated from the optimization, **rEMG** is the vector of EMG signals processed using the filter characteristics,  $\alpha$  is the matrix of the coefficients

establishing the EMG-moment relationships. The variable  $w$  is the matrix of muscle groups gains and  $E$  the matrix of biarticularity. Contrary to the model of Amarantini et Martin (2004),  $w$  was applied to the extensor (ext) and flexor (flex) muscular groups in order to gain in processing times. This change is possible being given that the model accounts for the total force of each muscular group.  $\beta$  and  $\delta$  are the matrices composed of stiffness and viscosity coefficients depending respectively upon angular changes ( $\theta_j - \theta_{jT_{iso}}$ ) and angular velocity ( $\dot{\theta}_j$ ) vectors.  $\Delta\theta$  was defined as the difference between the vector of angular displacement ( $\theta$ ) and that of theoretical isometric calibration angles ( $\theta_{iso} = \langle \theta_{hT_{iso}}, \theta_{kT_{iso}}, \theta_{aT_{iso}} \rangle^t$ ) calculated as the half of the excursion of the movement at each joint (van Dieën et Visser, 1999).

The above constrained nonlinear optimization problem was solved by sequential quadratic programming (Boggs et Tolle, 1996; Kruk et Wolkowicz, 1998) with  $w$ ,  $|\alpha|$ ,  $\beta$  and  $\delta$  initially set to 0.5, 50, 5 and 5, respectively. The flexor and extensor moments were used to compute the index of co-contraction (CI) at the knee at each time  $t$  using the expression given by Falconer et Winter (1985).

$$CI = \left( \frac{2 \cdot |M_{antago}|}{|M_{ago}| + |M_{antago}|} \right) * 100\% \quad (6.4)$$

where  $M_{ago}$  is the knee agonist moment and  $M_{antago}$  is the knee antagonist moment. For the amputated limb (AL), only ST was taken as the representative muscle of knee flexor to estimate agonist and antagonist moments at each time  $t$ .

#### 6.4.4 Statistics

After the calculations, all biomechanical patterns were normalized relative to time, and the duration gait cycle was expressed as a percentage of the entire gait cycle duration. Joint

kinetics were normalized by the subjects' mass.

For each subject, mean kinematic and kinetic profiles in the sagittal plane were obtained by averaging three gait cycles. Four one-way ANOVA were performed on peak values, during the gait cycle, to test the difference between the right limb, the left limb, the AL and the NAL. The present study focuses principally on the knee because joint kinetic differences between the limbs of BKA and AB subjects are most apparent at the knee (Sanderson et Martin, 1997), and major musculoskeletal problems, for BKA subjects, occur at the knee joint (Burke et al., 1978; Melzer et al., 2001). The dependent variables were the peaks of angular positions, net joint moments and powers for different periods in the gait cycle. The peaks of agonist and antagonist moment contributions were added to the dependent variables for different periods in the gait cycle. The knee CI (expressed in %) was calculated for all gait cycles, and only the weight acceptance, single support, mid-swing and end of swing period peak values were observed. Significant difference was set at  $P < 0.05$ .

## 6.5 Results

No significant differences were found between the right and left legs of the AB children so the data were averaged to form one set of data.

### 6.5.1 Kinematics

Gait velocity, cadence, step length, swing time, stance time and single limb support were not statistically different between the 3 limbs (Table 6.1).

	Control limb	Non-amputated limb	Amputated limb
Walking Speed (m/s)	$1.12 \pm 0.17$	$1.03 \pm 0.13$	$1.04 \pm 0.14$
Cadence (steps/min)	$113.1 \pm 12.5$	$111.1 \pm 12.4$	$111.2 \pm 12.9$
Step Length (m)	$1.19 \pm 0.13$	$1.13 \pm 0.16$	$1.13 \pm 0.19$
Support Period (%)	$65.2 \pm 1.2$	$65.9 \pm 0.9$	$65.3 \pm 0.9$
Swing Period (%)	$34.8 \pm 1.2$	$34.1 \pm 1.0$	$34.7 \pm 0.9$
Single limb support(%)	$11 \pm 2$ to $50 \pm 2$	$12 \pm 3$ to $50 \pm 3$	$15 \pm 2$ to $51 \pm 4$

Table 6.1: Spatio-temporal parameters for the control limb, non-amputated limb and the amputated limb. mean  $\pm$  SD

No significant differences were observed for peak knee angular excursion values during the support and swing periods (see Figure 6.1). This invariance, obtained from the kinematics data, showed that BKA and AB children performed their gait cycles in a similar and consistent way for the knee.

The modified version of the EMG-assisted optimization model proposed by this study gave an accurate estimation of the net moment when compared to the net moment obtained by the inverse dynamic calculated with Lagrangian formalism. Indeed, we found a coefficient of determination of 0.97 for AB children and of 0.93 for BKA children. Thus, for the rest of this paper, the net muscle moment estimated from the EMG signals will be taken to compare the 3 limbs.

### 6.5.2 Muscular strategies

Moments were plotted during the gait cycle, with heel contact representing 0%, toe-off 65%, and just before subsequent heel contact 100% of the gait cycle. As shown in Figure 1, the CL produced a positive (extensor) moment for the first 0-12% of the gait cycle, as the quadriceps acted eccentrically (negative power K1) to control knee flexion and thus using the quadriceps for agonist muscles. From 12-30% of the gait cycle, the knee carried out extension with concentric contraction of the agonist quadriceps muscles (positive power K2) to raise the centre of the mass. Then, the net joint moment changed polarity (flexor) from 30-50% of the gait cycle as the agonist hamstring muscles acted eccentrically (negative power) to slow forward progression of the body. From 50-75%, the end of the stance phase to the beginning of the swing phase, the net moment was extensor, and the agonist quadriceps muscles acted eccentrically (negative power K3) to control knee flexion during push-off, and continued during early swing to decelerate the backward swinging leg. Finally, for the rest of the gait cycle (75-100%), the net joint moment was negative (flexor), and the agonist hamstring muscles acted eccentrically as the hamstring controlled knee extension prior to subsequent heel contact (negative power K4). The NAL showed the same pattern (see Figure 6.1).

As illustrated in Figure 6.1, the AL did not perform the same muscular pattern during the stance phase compared to the CL and NAL. The AL had a positive net joint moment (extensor) for all of the stance phase compared to the transition (extensor to flexor) observed for the CL and NAL. Indeed, significant differences were apparent for the minimum net joint moment value during stance where CL (-0.21 (SD 0.11) N·m/kg) and NAL (-0.32 (SD 0.31) N·m/kg) were flexor while AL (0.30 (SD 0.27) N·m/kg) was extensor ( $P < 0.05$ ). That is to say, BKA children used their extensors as agonist muscles for all of the stance phase. Finally, no significant difference was evident for peak values of the net joint, extensor muscle and flexor muscle moments during the stance and swing phases. Similar results were obtained

for the peak muscular power values of K1, K2, K3 and K4, where no significant difference was found for the stance and swing phases (see Figure 6.1).

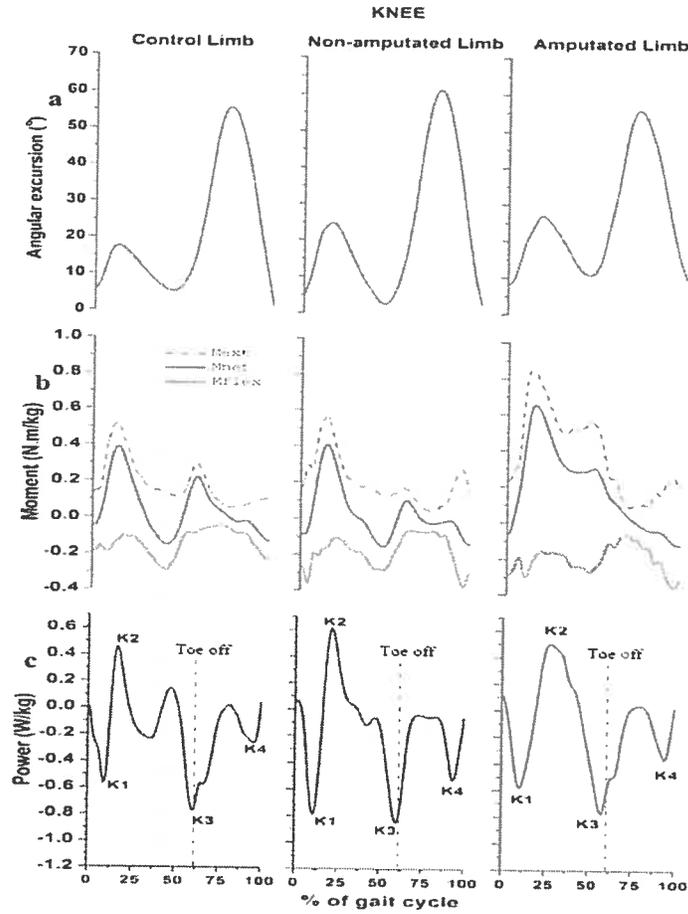


Figure 6.1: (a) Knee angular displacement. (b) Net joint (Mnet), extensor muscle (Mext) and flexor muscle (Mflex) knee moments in N·m/kg for the entire gait cycle of the amputated limb, non-amputated limb and control limb. (c) Knee power in W/kg for the entire gait cycle of the three different limbs. Data from two representative paired subjects.

### 6.5.3 Co-contraction

For the CI, no significant difference was discerned for weight acceptance and change of direction of knee angular displacement. For single limb support (see Table 6.1), a significant difference was observed for the CI. Indeed, the CI for the CL (49 (SD 7.3) %) was greater ( $P < 0.05$ ) compared to the NAL (31.1 (SD 20.8) %) and AL (18.2 (SD 5.6) %) (see Figure 6.2).

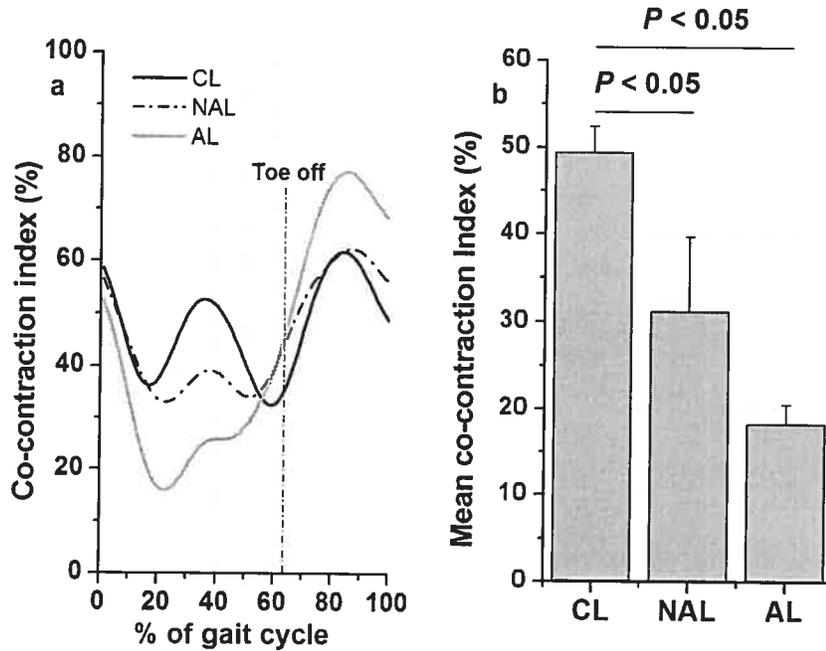


Figure 6.2: (a) Co-contraction index for the gait cycle for the amputated limb (AL), non-amputated limb (NAL) and control limb (CL). (b) Peak values of co-contraction index during the single limb support phase for the three different limbs.

## 6.6 Discussion

### 6.6.1 Kinematics

As reported by Sanderson et Martin (1997), the present study did not find differences for the spatio-temporal variables (stride length, cadence, speed and percentage of support, and swing phases) for the entire gait cycle.

Especially considering kinematics, the knee joint reflected considerable kinematic similarity between the 3 limbs for the entire gait cycle as detected previously for amputee gait (Lewallen et al., 1986; Sanderson et Martin, 1997) and for amputee gait obstacle avoidance (Hill et al., 1997). These results reveal at which point the behaviour of BKA children is comparable to that of AB children for knee kinematics.

### 6.6.2 Muscle strategies

During the stance phase of the gait cycle, maintenance of upright posture and forward propulsion of the body are assured by the lower extremities. These functions can be accomplished with various combinations of moments of force about the same joint of the lower extremity (muscle redundancy) (Prilutsky et Zatsiorsky, 2002).

The present study identified some differences in knee muscle patterns during gait. Indeed, at their AL, BKA children were using their extensor muscle as agonist for all of the support phase compared to their NAL and AB children who had a change of agonist muscle during the stance phase (extensor to flexor). This finding goes along with the observation of Powers et al. (1998) who noted that BKA children had an extensor net joint moment for all of the stance phase of the gait cycle. For their AL, BKA children used their extensor muscle to keep the knee in extension compared to the CL where the agonist flexor muscle was deployed

eccentrically to slow forward progression of the body. For the NAL, BKA children used the same muscle coordination as AB children during the stance phase. By employing muscle redundancy to compensate for their loss of ankle and foot and their knee muscular atrophy (Isakov et al., 2000), BKA children can perform the same movement by modifying the efforts of the other muscles. However, this new pattern creates changes on the level of muscular co-contractions.

### 6.6.3 Co-contraction

Generally, the results obtained in the present study are in agreement with the experiments of Falconer et Winter (1985) where the greatest value of the CI was during weight acceptance and the swing phase for all children. However, in the current investigation, BKA children had less co-contraction during the single limb support phase compared to AB children, especially for the AL where a smaller value with small variability was apparent (see Figure 6.2b). With this diminution of co-contraction, BKA children present instability at their knee joint for both the NAL and AL. Knee joint stability is especially important for the single limb support phase because this period of the gait cycle requires high maintenance of balance. Thus, the near zero value of the net joint moment during the first period of the gait cycle, observed by Winter et Sienko (1988), could be attributed to a decrease of muscular activity and co-contraction for BKA adults.

In regard to articular stability, during knee extension (action by the quadriceps), the hamstring assists the work of the anterior cruciate ligament to maintain knee joint stability and to produce a force opposed to the former translation movement of the tibia (Miller et al., 2000). This diminution of stability in the AL and NAL could then create degenerative diseases, such as osteoarthritis, at the knee of the AL and particularly in the NAL (Burke et al., 1978; Melzer et al., 2001). On the other hand, this reduced level of co-contraction

during single limb support might reduce the muscular energy expenditure of BKA children. Unnithan et al. (1996) suggested that co-contraction is a major factor responsible for the high energy cost of walking by children with cerebral palsy. BKA children would thus choose an energy-saving strategy compared to a joint stability strategy which co-contraction can bring. Finally, the absence of difference at the level of co-contraction for the other phases of the gait cycle is also striking. Indeed, BKA children have less muscle to carry out these co-contractions; therefore, they demand more activity from the remaining muscles that might change joint constraints.

## 6.7 Conclusion

In the present study, BKA children used different agonist and antagonist muscle knee patterns during walking but showed consistent kinematic behaviour (angular excursion) compared to AB children. This reorganization, observed at the AL and NAL, occurs to maintain functionality of the gait task for BKA children, with some disadvantages. More precisely, changes in muscle patterns matched with kinematic invariance result in a diminution of knee co-contraction, reducing knee stability (or increasing joint laxity), especially during the single limb support period which is the most demanding period of the gait cycle regarding the maintenance of balance. This reduction of stability might be responsible for premature degenerative disease of both the NAL and AL knee joints. Since early modifications are apparent for BKA subjects, it is important to quantify the impact of the muscular modifications (atrophy, weakness, etc.) on the components of the musculoskeletal system to avoid the physical problems seen in BKA adults.

## 6.8 Acknowledgements

The Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ), the Canadian Institutes of Health Research training program in mobility and posture disorder (CIHR-MENTOR) and the Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR) are acknowledged for the scholarships awarded to HC and financial support award to FC (FRSQ). Financial support from the Natural Sciences and Engineering Research Council (NSERC) is also acknowledged. Finally, thanks are due to the musculoskeletal team from Centre de réadaptation Marie Enfant for their tremendous help and expertise-sharing.

## CHAPITRE 7

### DISCUSSION GÉNÉRALE

Selon Vaughan, Davis et O'Connor (1999), les tâches dynamiques des membres inférieurs, plus précisément la marche, se réalisent grâce à une cascade d'événements basées sur des causes et des effets de la rétroaction du système sensoriel. **Premièrement**, il y a un enregistrement du signal et une activation de commande de marche à l'intérieur du système nerveux central. **Deuxièmement**, il y a une transmission de signaux correspondant à la marche au système nerveux périphérique. **Troisièmement**, il y a une production de la contraction musculaire qui développe de la tension aux segments. **Quatrièmement**, il y a une production de forces et de moments de force qui agiront aux articulations synoviales. **Cinquièmement**, il y a une régulation des forces et des moments articulaires par les segments rigides du squelette basée sur leurs paramètres anthropométriques. **Sixièmement**, il y a un mouvement des segments de manière à ce qu'il soit reconnu comme une fonction de la marche et **septièmement**, il y a une production des forces de réactions sur les différentes surfaces de contact. Les travaux de cette thèse interviennent principalement sur les événements 3, 4 et 6 de l'interaction du système moteur avec le système nerveux.

Il a été démontré par la recension des écrits, que les sujets amputés trans-tibiaux développaient des mécanismes compensatoires suite à leur amputation. Cette amputation trans-tibiale crée des modifications à long terme sur le système ostéo-articulaire. Cependant, ces mécanismes ont toujours été étudiés de façon globale et jamais les contributions des muscles agonistes et antagonistes n'ont été estimées chez cette population. Finalement, il a été démontré que l'action des muscles agonistes et antagonistes peut-être estimée par différentes méthodes, mais qu'elles comportent toutes des lacunes ou inconvénients.

Ainsi, sur la base de ces éléments, ce travail doctoral avait pour premier objectif général de comprendre les mécanismes compensatoires des enfants amputés trans-tibiaux qui leur permettent de réaliser des tâches dynamiques des membres inférieurs de façon adéquate. Dans un deuxième temps, ce travail visait à adapter un modèle d'estimation des efforts musculaires en réduisant ses principales lourdeurs expérimentales inhérentes à certaines techniques d'estimation. Nous avons donc utilisé, pour les études **I** et **II**, une tâche de mise en charge progressive des membres inférieurs : le piétinement. Pour l'étude **III**, nous avons choisi d'étudier une tâche locomotrice réalisée au quotidien : la marche.

### 7.1 Modèle d'estimation des efforts musculaires

Pour pallier les limites des modèles présentés dans la revue littérature, nous avons utilisé une technique d'estimation hybride reconnue (Amarantini et Martin, 2004), mais sans calibration isométrique. Cette méthode hybride consiste à utiliser l'électromyographie (EMG) ajoutée à des données cinématiques, cinétiques et d'utiliser ces données dans une méthode mathématique d'optimisation numérique, afin de prédire/estimer la force musculaire et les moments nets retrouvés avec la méthode de la dynamique inverse (Amarantini et Martin, 2004 et Lloyd et Besier, 2003). L'originalité de cette méthode repose sur le fait que l'estimation des efforts est réalisée sans la calibration isométrique qui est préalable dans pratiquement tous les modèles connus de la littérature. Pour appuyer l'utilisation de ces méthodes, Lloyd et Besier (2003) ont montré, pour des jeunes hommes adultes, une séquence d'activation musculaire bien différente pour des moments musculaires nets fléchisseurs ou extenseurs relativement semblables. Cette variation de séquence musculaire a pour effet de varier le support articulaire produit (stabilité) par les muscles pour chaque sujet (Lloyd et Besier, 2003). Inspirés par le modèle d'Amarantini et Martin (2004), nous avons donc réduit la lourdeur expérimentale et développer un modèle d'estimation des efforts musculaires sans calibration

isométrique. La technique adaptée d'Amarantini et Martin (2004) est plus avantageuse pour l'estimation des moments agonistes et antagonistes des enfants amputés trans-tibiaux pour l'une des raisons suivantes : Isakov et al. (2001) remarquent une asymétrie de l'activité musculaire, durant la marche, de la jambe saine comparée à la jambe amputée, mais aussi une plus grande asymétrie entre l'activité musculaire du biceps fémoral et du vaste médial de la jambe amputée.

La méthode proposée dans la présente thèse utilise donc les données EMG et le moment articulaire net comme données d'entrée sans calibration isométrique des coefficients de relation entre le moment et le signal EMG. Dans un premier temps, l'estimation des moments agonistes et antagonistes a été réalisée à l'articulation du genou, lors d'une tâche de piétinement. À l'aide de la technique, nous avons obtenu des résultats satisfaisants et physiologiquement réalistes par rapport à la possibilité des actions musculaires. Cette méthode permet de respecter en tout temps les conventions des signes et les expressions mathématiques formulées tiennent compte des relations force - longueur (en déterminant un angle « théorique » au milieu du mouvement (van Dieën et Visser, 1999)) et des relations force - vitesse. De plus, la bi-articularité des muscles recrutés est prise en compte dans la procédure d'optimisation. Les résultats des moments estimés sont d'ailleurs comparables à ceux retrouvés par l'étude d'Amarantini et Martin (2004) pour des sujets contrôles lors de tâches de piétinement. En effet, un coefficient de corrélation de 0,8 est retrouvé entre les moments articulaires nets retrouvés par les deux techniques. Lorsque les IC retrouvés à l'aide des deux techniques sont comparés pour une population contrôle, le modèle proposé par Amarantini et Martin (2004) obtient un IC de  $49,0 \pm 18,8 \%$  comparativement à  $51,0 \pm 5,7 \%$  pour notre modèle lors de la phase I du cycle de piétinement. Pour la phase III du cycle de piétinement, le modèle d'Amarantini et Martin (2004) obtient une valeur de IC de  $70,1 \pm 11,6 \%$  comparativement à  $72,5 \pm 7,1 \%$  pour notre modèle. Finalement, notre modèle réduit pratiquement

de moitié la variabilité des IC lorsque comparée au modèle d'Amarantini et Martin (2004) permettant ainsi de discriminer de plus petites différences entre les populations.

Comme pour le piétinement, les estimations des moments agonistes et antagonistes obtenues lors de la marche sont très satisfaisantes. Les valeurs des moments articulaires nets respectent les contraintes en tout temps et les moments musculaires estimés par notre méthode sont semblables, en polarité (moments extenseurs, fléchisseurs) et en amplitude, à ceux retrouvés dans la littérature pour des sujets contrôles et des sujets amputés trans-tibiaux. Lors de l'estimation des moments à la marche, une nouvelle formulation mathématique était utilisée. Cette nouvelle formulation modifiait l'emplacement du coefficient  $w$ . En effet, le coefficient  $w$  était maintenant associé par groupe musculaire et non par muscle. Ce changement n'a modifié en rien l'estimation des moments et il a permis de gagner en vitesse de traitement et de résolution du problème d'optimisation.

## **7.2 Stratégies des enfants amputés trans-tibiaux lors de tâches dynamiques**

Les stratégies dynamiques employées par les enfants amputés diffèrent de celles employées par les enfants contrôles. Ces modifications permettent aux enfants amputés trans-tibiaux de réaliser des tâches dynamiques de façon similaire à celle des enfants contrôles sur le plan de la cinématique angulaire.

### **7.2.1 Paramètres spatio-temporels**

Les résultats observés dans ces études révèlent une grande similitude entre les variables spatio-temporelles. En effet, aucune différence significative n'a été observée ni pour le piétinement, ni pour la locomotion concernant le temps relatif des phases de support et d'oscillation. De plus, à la marche, aucune différence significative n'a été observée entre la longueur de pas, la longueur d'enjambée, la cadence (pas/min), la vitesse (m/s) et le temps relatif de

simple support entre les enfants amputés trans-tibiaux et les enfants contrôles. Ces études viennent confirmer les résultats obtenus par Sanderson et Martin (1997) qui n'ont relevé aucune différence significative pour les variables spatio-temporelles chez de jeunes adultes amputés trans-tibiaux.

### 7.2.2 Cinématique

Lors de l'exécution de tâches dynamiques, il est possible de changer l'ordre d'intervention des articulations afin de rendre la tâche plus efficace et diminuer le coût énergétique. Cette stratégie se nomme « recruitment of degrees of freedom » (Bernstein, 1967).

Du point de vue de la cinématique, les études sur le piétinement ont démontré que les déplacements angulaires de la hanche, du genou et de la cheville des enfants amputés trans-tibiaux n'étaient pas significativement différents de ceux des enfants contrôles. De plus, lors de la marche, les déplacements angulaires du genou des enfants amputés trans-tibiaux n'étaient pas non plus différents de ceux observés chez les enfants contrôles. Ces résultats démontrent une grande stabilité sur le plan de la cinématique et sont appuyés par les résultats des études de Sanderson et Martin (1997) pour la marche de jeunes adultes amputés trans-tibiaux, de Lewallen et al. (1986) pour la marche des enfants amputés trans-tibiaux et de Hill et al. (1997, 1999) pour des évitements d'obstacles des adultes amputés trans-tibiaux.

L'augmentation de la complexité de la tâche (du piétinement à la marche) n'affecte en rien les enfants amputés trans-tibiaux en ce qui a trait à la cinématique. En effet, ces enfants n'ont aucun besoin de modifier l'ordre de recrutement articulaire afin de réaliser adéquatement les tâches dynamiques présentées dans ces travaux. Cependant, ils modifieront leurs actions musculaires pour réaliser le mouvement de façon similaire aux enfants contrôles. Les enfants amputés trans-tibiaux profiteront donc de la redondance musculaire (plus de muscles que le

corps en a réellement besoin) pour pallier la perte neuro-musculosquelettique.

### 7.2.3 Dynamique

Le second moyen pour remédier à la perte musculosquelettique est donc de prendre avantage de la redondance musculaire afin de réaliser la tâche dynamique en modifiant les patrons musculaires à l'articulation de hanche, du genou et de la cheville.

#### 7.2.3.1 Piétinement

Lors du piétinement, dans la phase de mise en charge, les enfants amputés trans-tibiaux utilisent une contraction excentrique des fléchisseurs de la hanche afin de ralentir la descente de la cuisse. Pour leur part, les enfants contrôles utilisent de façon excentrique un plus petit moment fléchisseur, mais celui-ci est combiné à un effort musculaire excentrique des fléchisseurs plantaires. Durant la phase de support, on observe une plus grande absorption des muscles fléchisseurs plantaires chez les enfants contrôles que chez les enfants amputés trans-tibiaux. Cette différence peut être expliquée par le fait que les enfants amputés trans-tibiaux n'ont pas la possibilité d'utiliser le triceps sural afin d'absorber de l'énergie à la jambe amputée. À l'articulation du genou, les enfants contrôles et les enfants amputés trans-tibiaux utilisent la même stratégie. En effet, il place la ligne du vecteur résultant de la force de réaction au sol devant le centre articulaire du genou, créant ainsi une absorption d'énergie (contraction excentrique) aux muscles fléchisseurs du genou. Les enfants contrôles assuraient donc la stabilité verticale durant la mise en charge avec les muscles fléchisseurs de la hanche, les fléchisseurs du genou et les muscles fléchisseurs plantaires de la cheville. Les enfants amputés trans-tibiaux assuraient pour leur part le contrôle de la mise en charge principalement par les fléchisseurs de la hanche et les fléchisseurs du genou et ce, pour les deux jambes, malgré la présence du triceps sural à la jambe saine. La plus grande absorption par les muscles fléchisseurs de la hanche à la jambe amputée peut être expliquée par le fait

que les muscles compensent pour le manque d'actionneur à la cheville du côté de la jambe amputée. La diminution de l'absorption des muscles fléchisseurs de la cheville, à la jambe saine, pourrait être expliquée par le fait que les enfants amputés trans-tibiaux, lors d'une tâche de piétinement, reproduisent la stratégie de la jambe amputée dans le but de retrouver une stratégie symétrique afin de maintenir une certaine fluidité du mouvement. En effet, une stratégie asymétrique des patrons musculaires entraîne des difficultés à exécuter une tâche avec des mouvements des membres inférieurs fluides et continus (Chen, Chen, Chen, Fu et Wang, 2005).

Lors de la propulsion, les stratégies utilisées par les enfants amputés trans-tibiaux sont différentes de celles utilisées par les enfants contrôles. En effet, les enfants amputés trans-tibiaux utilisent principalement une action des fléchisseurs de la hanche afin d'élever la cuisse. Pour leur part, les enfants contrôles utilisent une génération des muscles fléchisseurs de la hanche combinée à une génération des muscles fléchisseurs plantaires de la cheville pour élever les membres inférieurs. Lors de la propulsion, les muscles fléchisseurs plantaires des enfants contrôles génèrent davantage d'énergie qu'à la jambe saine et on note une absence de production à la jambe amputée. Cette contribution des fléchisseurs plantaires, chez les enfants contrôles, amène une meilleure propulsion du segment pied, jambe et cuisse. Afin de soulever leurs jambes, les enfants amputés trans-tibiaux réalisent une flexion à l'articulation du genou par les muscles des ischio-jambiers. Pour leur part, les enfants contrôles produisent une contraction excentrique par les muscles extenseurs du genou afin d'assurer une rigidité à l'articulation du genou et de permettre la propulsion par les muscles fléchisseurs plantaires. Malgré la présence des muscles fléchisseurs plantaires à la jambe saine des enfants amputés trans-tibiaux, on remarque, pour une seconde fois, une stratégie symétrique entre la jambe amputée et la jambe saine. Cette stratégie est encore observée lors de la phase **III** du piétinement (oscillation) où aucune différence significative n'a été constatée entre la jambe amputée

et la jambe saine et entre les enfants contrôles et les enfants amputés trans-tibiaux.

Il est important de noter que durant toute la phase de support, une stratégie différente à l'articulation du genou est observée. Les enfants amputés trans-tibiaux produisent un moment articulaire net fléchisseur comparativement aux enfants contrôles qui produisent un moment articulaire net extenseur. En produisant un moment fléchisseur, les enfants amputés trans-tibiaux mettent la ligne du vecteur résultant de la force de réaction au sol devant l'articulation du genou. Cette stratégie montre une autre adaptation du système neuromusculosquelettique reliée à l'amputation trans-tibiale. Cette stratégie peut être supportée par les résultats obtenus par Engsberg et al. (1992) qui ont démontré, chez les enfants amputés trans-tibiaux, que le COM, dans le plan sagittal, était positionné plus antérieurement que chez les enfants contrôles. Plus précisément lors de la phase de support, à l'articulation du genou, les enfants contrôles utilisent leurs muscles extenseurs de façon concentrique comparativement aux enfants amputés trans-tibiaux qui utilisent les muscles fléchisseurs de façon excentrique. Les enfants contrôles utilisent une stratégie active qui consiste en une extension du genou par le quadriceps alors que les enfants amputés trans-tibiaux utilisent une stratégie passive en produisant une contraction excentrique des ischio-jambiers. Cette stratégie permet d'étirer les composantes passives des muscles (tendons, tissus conjonctifs, etc.) et ainsi, utiliser leurs fléchisseurs du genou de façon à diminuer le coût énergétique physiologique (Seliger et al., 1980). Cette différence observée par rapport aux patrons musculaires entre les enfants contrôles et les enfants amputés trans-tibiaux ajoute au fait que le système nerveux central utilise l'avantage de la redondance musculaire afin de contrôler ses actions de façon malléable.

Cette réorganisation de la coordination peut être expliquée par le fait que durant la phase d'appui, la force de réaction est positionnée de façon différente par rapport à l'articulation du genou. Cette affirmation appuie le fait que l'on observe une différence significative dans

le moment articulaire net durant la phase de support et aucune différence durant la phase d'oscillation. Les enfants contrôles et les enfants amputés trans-tibiaux arrivent à réaliser la même cinématique, mais optent pour des patrons musculaires différents durant la tâche de piétinement. Ces différences pourraient être expliquées par l'évidence de réorganisation du système nerveux central suite à l'amputation (Chen et al., 2002; Flor et al., 1995; Knecht et al., 1995). De plus, les stratégies symétriques observées à la jambe amputée et saine chez les enfants amputés trans-tibiaux viennent appuyer l'étude de Kavounoudias et al. (2005). En effet, l'étude rapporte que le seuil de détection de mouvements passifs était plus élevé à la jambe amputée et à la jambe saine chez des amputés trans-tibiaux de cause traumatique que chez les adultes contrôles.

### 7.2.3.2 Locomotion

En ce qui a trait à la tâche de locomotion, les travaux de cette thèse se sont centrés principalement sur l'articulation du genou, étant donné que Sanderson et Martin (1997) mettent en évidence que les plus grandes différences sont observées à cette articulation pour les variables cinétiques. Contrairement au piétinement, mais comme pour les études de Powers et al. (1998) et de Sanderson et Martin (1997), ces travaux retrouvent une asymétrie à l'égard des patrons musculaires utilisés lors de la marche entre la jambe saine et la jambe amputée des enfants amputés trans-tibiaux. Contrairement aux études de Winter et Sienko (1988) et Sanderson et Martin (1997), les présents travaux démontrent que les enfants amputés trans-tibiaux, à la jambe amputée, utilisent leurs muscles extenseurs comme agonistes pour l'ensemble de la phase de support. Ces résultats confirment les observations de Powers et al. (1998) qui démontrent que les adultes amputés trans-tibiaux, à la jambe amputée, ont un moment extenseur pour l'ensemble de la phase de support. Cependant, à la jambe saine et pour les sujets contrôles, les muscles agonistes changent au cours de la phase de support passant d'extenseurs à fléchisseurs. En effet, à leur jambe amputée, les sujets amputés

utilisent leurs quadriceps afin de garder le genou en extension comparativement à la jambe saine et aux enfants contrôles qui utilisent leurs ischio-jambiers de façon excentrique afin de ralentir la progression vers l'avant du corps. En utilisant la redondance musculaire, afin de compenser pour leur perte neuro-musculosquelettique, les enfants amputés trans-tibiaux arrivent à réaliser la même tâche et avec la même cinématique à l'articulation du genou en modifiant les efforts musculaires.

Pour leur part, chez des adultes amputés trans-tibiaux, Winter et Sienko (1988) ont effectivement rapporté des valeurs près de zéro pour le moment articulaire net, durant la première portion de la phase de support, tandis que l'étude de Sanderson et Martin (1997) retrouvent des moments articulaires nets fléchisseurs pour la première partie de la phase de support. Les différences observées à l'articulation du genou et les différents résultats contradictoires divulgués dans la littérature confortent l'idée d'avoir approfondi les connaissances des stratégies musculaires lors de tâches dynamiques. De plus, ces études n'ont en aucun temps estimé les efforts musculaires agonistes et antagonistes qui témoignent de la stabilité articulaire au genou.

### **7.3 Rôle de la co-contraction à l'articulation du genou**

Les moments articulaires nets et les puissances aux articulations de la hanche, du genou et de la cheville sont utilisés en orthopédie, en ergonomie et en sport afin de mieux comprendre le geste et déterminer la bonne ligne d'intervention. La méthode de la dynamique inverse a cependant quelques lacunes. Elle permet de comprendre le fonctionnement grossier du mouvement humain, mais elle ne permet pas une pleine compréhension des diverses contributions musculaires, ligamentaires et tendineuses afin de réaliser le geste, surtout lorsque les sujets ont une démarche pathologique. C'est pourquoi les travaux de cette thèse proposaient d'analyser la contribution des moments agonistes et antagonistes et, par le fait même, la

quantification des co-contractions lors de tâches dynamiques.

### 7.3.1 Piétinement

Étant donné qu'il y a un changement sur le plan des patrons musculaires, nous observons une adaptation des muscles agonistes et antagonistes. En effet, les études sur le piétinement ont démontré que les deux groupes utilisaient différents patrons ou stratégies musculaires. La production de co-contractions à l'articulation du genou s'est avérée différente entre les enfants contrôles et les enfants amputés trans-tibiaux. Globalement, comme démontré par l'étude de Amarantini et Martin (2004), les sujets produisent plus de co-contractions lors de la fin des mouvements et dans le changement de direction. Durant la mise en charge, les enfants contrôles ont une plus grande production de co-cocontractions que les enfants amputés trans-tibiaux. Ce manque de co-contractions, chez les enfants amputés trans-tibiaux, pourrait être important dans l'étiologie des maladies dégénératives de l'articulation du genou observée chez cette population (Burke et al., 1978). En effet, lorsque la co-contraction n'est pas réalisée de façon optimale, on peut la considérer comme une contraction inefficace (Falconer et Winter, 1985; Solomonow et al., 1989). MacWilliams et al. (1999) suggèrent que la contraction de l'ischio-jambiers réduit la rotation interne, la translation antérieure, la charge sur le ligament croisé antérieur et donc, l'instabilité articulaire. De plus, Miller et al. (2000) ont démontré une augmentation de la stabilité articulaire au genou lorsque la co-contraction était augmentée. Durant la mise en charge, une bonne stabilité au niveau du genou (diminuer la laxité) est requise étant donné l'augmentation progressive de la charge des membres inférieurs. Durant la période de support, on observe une diminution de la co-contraction parce que les sujets utilisent une stratégie plus mécanique afin de maintenir le genou en extension et la stabilité est principalement obtenue par la contraction des muscles agonistes. Cette stratégie assure une certaine stabilité à l'articulation mais elle peut créer des forces additionnelles à l'articulation du genou. On remarque aussi, lors de la phase d'oscillation, avant le changement

de direction (flexion à extension) du genou, que la jambe amputée produit moins de co-contractions comparativement à la jambe saine et à celle des enfants contrôles. Ce manque de co-contractions amène à croire à une augmentation de la laxité articulaire (Burke et al., 1978; MacWilliams et al., 1999) et donc un ajout de contraintes indésirables sur les ligaments et autres structures de l'articulation du genou.

### 7.3.2 Locomotion

Lors de la marche, la décélération de la jambe pendant la phase terminale de l'oscillation et la stabilité du genou durant la mise en charge dépendent principalement des fléchisseurs et des extenseurs du genou (Winter, 1991). La production de co-contractions, dans des endroits bien définis du cycle de marche, est extrêmement importante au maintien de l'intégrité articulaire.

Globalement, le travail de cette thèse corrobore les résultats obtenus par Falconer et Winter (1985) à l'effet que les plus grandes productions de co-contractions se retrouvaient lors de la mise en charge, durant la phase d'oscillation et finalement lors du simple support. IC est effectivement plus important lorsque l'articulation du genou doit être stabilisée et que le membre inférieur en mouvement est contraint par l'effort de réaction. Pour la phase d'oscillation, étant donné que durant la flexion le ligament patellaire atteint sa longueur maximale de bras levier entre 30 et 40° de flexion (Smidt, 1973), la force musculaire ainsi créée pourrait augmenter la translation antérieure du tibia s'il n'y a pas d'activités simultanées (co-contractions) accrues de l'ischio-jambiers pour réduire cette translation. De plus, cette augmentation de co-contractions, à cette période du cycle de la phase d'oscillation, permettrait la transition entre l'extension et la flexion. Pendant la phase de simple support, il est vrai que l'on remarque une production moindre de co-contractions. Toutefois, cela n'exclut pas son importance dans le rôle de stabilisateur de l'articulation du genou étant

donné que cette période du cycle de marche est extrêmement demandante au point de vue de l'équilibre dynamique (Winter, 1991).

Plus précisément, pour la tâche de locomotion, les enfants amputés trans-tibiaux ont moins de co-contractions dans la phase de simple support que les enfants contrôles. Cette période est extrêmement demandante du point de vue de l'équilibre, étant donné la diminution de la base de support. En relation avec la stabilité articulaire, l'activation des ischio-jambiers comme muscle antagoniste est excessivement importante car ils agissent en appliquant une force opposée et viennent limiter la translation du tibia vers l'avant limitant ainsi les forces appliquées sur le ligament croisé antérieur (Miller et al., 2000). Comme pour le piétinement, cette diminution de stabilité à l'articulation du genou pourrait être à l'origine du développement prématuré d'ostéoarthrite à la jambe amputée et particulièrement à la jambe saine (Burke et al., 1978; Melzer et al., 2001). Cette laxité antéro-postérieure est observée durant l'apparition de l'ostéoarthrite. Toutefois, elle disparaît avec l'augmentation de la sévérité de cette pathologie (Brage, Draganich, Pottenger et Curran, 1994; Wada, Imura, Baba et Shimada, 1996). Cette diminution de co-contractions, observée chez les enfants amputés trans-tibiaux pourrait être précurseur du développement asymptomatique d'ostéoarthrite. En effet, plusieurs personnes montrent des évidences pathologiques et radiologiques sans toutefois détecter la présence de symptômes (Lawrence, Bremner et Bier, 1966).

Ces résultats sont en accord avec l'étude d'Isakov et al. (2001) qui observent, à la jambe amputée, une plus grande activation du vaste médial que du biceps fémoral lors de la première partie de la phase de support. Comme l'étude d'Isakov et al. (2001), les présents travaux suggèrent que les enfants amputés trans-tibiaux devraient avoir une augmentation de l'activité de l'ischio-jambiers afin de contrebalancer le travail accru du quadriceps et d'augmenter la stabilité de l'articulation du genou. La redondance du système musculosquelettique permet-

trait donc de gérer la perturbation à un niveau local, sans affecter les degrés de liberté non perturbés, afin de préserver le contrôle de l'équilibre global du corps, mais en occasionnant des problèmes sur le plan de la stabilité articulaire.

Il est à noter que la stabilité de l'articulation du genou, chez les enfants amputés trans-tibiaux, est multi - factorielle. En effet, cette stabilité dépend de l'activité simultanée (co-contraction) des extenseurs et des fléchisseurs, comme démontré par ces présents travaux, mais aussi de la perte de la proprioception à la jambe amputée et saine (Kavounoudias et al., 2005) qui est reliée au développement de l'ostéoarthrite (Felson et al., 2000) et de la diminution de la force musculaire dans la jambe amputée (Isakov, Burger, Gregoric et Marincek, 1996 et Renström et al., 1983). Les travaux de cette thèse ont été centrés principalement sur l'aspect mécanique du contrôle des tâches dynamiques et contiennent certaines limites face aux résultats exposés.

#### **7.4 Limitations**

L'estimation des efforts agonistes et antagonistes repose sur un modèle qui demande comme données d'entrée l'activité électrique (EMG) des muscles et les moments articulaires nets estimés à partir de la dynamique inverse. La première limitation de la présente thèse réside dans l'estimation des moments nets aux articulations ciblées. En effet, le problème principal concernant la résolution de la dynamique inverse est relié à l'estimation des paramètres anthropométriques. Malgré l'utilisation de tables anthropométriques adaptées aux caractéristiques de nos sujets (De Leva, 1996) et l'intégration des masses et des positions du COM des prothèses des enfants amputés trans-tibiaux, il reste que les caractéristiques inertielles des prothèses n'ont pas été déterminées de façon optimale. Il serait intéressant de développer une technique d'optimisation des données anthropométriques à partir des données cinématiques acquises afin d'obtenir les caractéristiques inertielles des prothèses et anthro-

ométriques propres à chaque individu.

La qualité de l'estimation des efforts par le modèle présenté dans les travaux de cette thèse est étroitement liée à celle des signaux EMG. Pour les présents travaux, nous avons utilisé comme moyen d'acquisition de données, des électrodes de surface qui limitent la quantité de muscles (superficiels vs profonds) pouvant être intégrés au présent modèle. Il serait d'autant plus avantageux d'inclure le maximum d'information, en utilisant de l'EMG implanté, étant donné la complexité du système (redondance musculaire) et d'estimer les contributions musculaires pour chaque degré de liberté de l'articulation. En effet, le présent modèle simplifie chacune des articulations en les représentant par des liaisons pivot (1 degré de liberté). De plus, ce modèle ne tient pas compte du déplacement des centres anatomiques de rotation articulaire et seule la mobilité principale des articulations est retenue parmi l'ensemble des mouvements que leurs structures anatomiques rendent possibles.

Il est à noter que le modèle appliqué dans les travaux de cette thèse n'est pas présenté comme étant LA solution mais bien l'une des solutions à la résolution du problème de la redondance musculaire et de l'estimation des moments des muscles agonistes et antagonistes.

## 7.5 Perspectives et retombées à long terme

Il a été démontré que le système neuro-musculosquelettique avait des exigences optimales afin de réaliser une tâche dynamique de façon adéquate (Vaughan et al., 1999). Cependant, pour des populations présentant des déficits musculosquelettiques, ces exigences optimales sont modifiées en exigences cliniques ou fonctionnelles. Les exigences du système seraient maintenant les suivantes pour une population amputée trans-tibiale : a) stabilité pendant l'appui b) absence d'accrochage du pied pendant la phase d'oscillation c) pré positionnement du pied préparant à l'attaque talon d) longueur adéquate du pas et e) conservation et

économie d'énergie (Codine et al., 1996). C'est sur ce dernier point que les enfants amputés trans-tibiaux guideraient leurs activités. En effet, pour ces enfants la recherche d'économie d'énergie serait prioritaire par rapport à la santé ostéoarticulaire. Les résultats présentés dans cette thèse pourraient donc avoir des implications dans les domaines de la réadaptation des enfants amputés trans-tibiaux afin de leur assurer une qualité de vie maximale et d'éviter le développement prématuré d'ostéoarthrite à l'articulation du genou.

### **7.5.1 Une tâche d'évaluation de la condition d'équilibre dynamique**

Nos résultats suggèrent que la tâche de piétinement a le potentiel d'être utilisée comme tâche de réadaptation pour des sujets avec des problèmes musculosquelettiques et plus précisément les amputés trans-tibiaux. La tâche de piétinement est plus simple à réaliser que la marche étant donné la symétrie observée entre la jambe amputée et la jambe saine. Elle pourrait offrir une tâche de transition aux physiothérapeutes ou kinésiothérapeutes pour entraîner ou évaluer des sujets récemment amputés. En effet, cette tâche pouvant être réalisée dans des endroits plus restreints permettrait aux thérapeutes d'observer des anomalies sur le plan du contrôle dynamique de l'équilibre, sur l'adaptation de l'enfant à sa prothèse et sur la capacité de l'enfant à intégrer la prothèse comme membre à part entière de son système musculosquelettique.

### **7.5.2 Production de co-contraction optimale**

Les études sur la production de co-contractions durant les tâches de piétinement et de locomotion nous ont permis de mettre en évidence la diminution de production de co-contractions lors de phases critiques sur le plan de la stabilité articulaire. Il serait donc primordial d'augmenter cette production de co-contractions par le biais de l'activité des muscles fléchisseurs du genou en proportion avec l'activité des muscles extenseurs du genou.

Les tâches de mise en charge sont reconnues pour stimuler les organes tendineux de Golgi aidant ainsi à la proprioception (Dietz et Duysens, 2000). Les muscles des extenseurs du genou sont effectivement sensibles au chargement. Lors d'une pleine mise en charge (100% du poids corporel), la perception de la position articulaire du genou est facilitée. En effet, la perception de l'angle du genou est moins précise pour une tâche de « one leg stand » lorsque la mise en charge est en dessous de 30% du poids corporel (Bullock-Saxton, Wong et Hogan, 2001). La mise en charge complète augmente donc l'information proprioceptive provenant du genou. Les récepteurs musculaires ont donc une immense importance dans la sensation de la position fonctionnelle du genou. De ce fait, les exercices à chaînes fermées permettraient cette mise en charge sur l'articulation du genou. Les exercices comme la traction avant (voir Figure 7.1) ou arrière (voir Figure 7.2) des membres inférieurs augmenteraient l'activation des fléchisseurs et des extenseurs du genou et par le fait même augmenteraient la production de la co-contraction (Hopkins, Ingersoll, Sandrey et Bleggi, 1999).

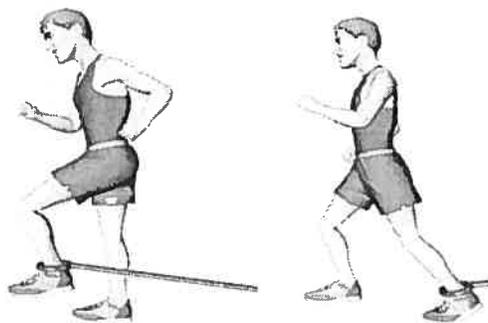


Figure 7.1 – Traction avant des membres inférieurs ayant pour résistance un élastique.

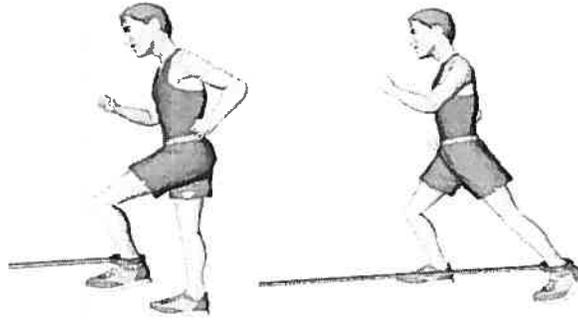


Figure 7.2 – Traction arrière des membres inférieurs ayant pour résistance un élastique.

L'ensemble des résultats issus de ce travail doctoral suggère une implication de la co-contraction dans la stabilité articulaire des enfants amputés trans-tibiaux et la nécessité de procéder à leur rééducation musculaire basée sur le contrôle et la production optimale de co-contraction afin de diminuer la possibilité de développer des maladies dégénératives du système ostéo-articulaire qui apparaît précocement chez cette population.

## CHAPITRE 8

### CONCLUSION GÉNÉRALE

Les travaux de recherche présentés dans cette thèse avaient pour but de modifier un modèle d'estimation des moments agonistes et antagonistes et de comprendre les mécanismes compensatoires utilisés par des enfants amputés trans-tibiaux qui leur permettent de réaliser des tâches dynamiques des membres inférieurs de façon adéquate.

Nos travaux sur les tâches de piétinement et de marche ont permis d'estimer et d'analyser des modifications des patrons musculaires chez les enfants amputés trans-tibiaux malgré le fait qu'ils exécutent les tâches de façon similaire du point de vue de la cinématique angulaire. En effet, le piétinement serait une tâche qui permettrait aux enfants amputés trans-tibiaux d'avoir des stratégies musculaires symétriques. Par contre, le travail sur la marche permet d'observer une asymétrie entre la jambe amputée et la jambe saine. La tâche de piétinement permettrait donc une transition dans la réadaptation passant du piétinement à la marche et à des tâches plus complexes comme la marche avec évitement d'obstacles, la course et les sports de tout genre (vélo, basketball, hockey, ski alpin, etc.).

La perte neuro-musculosquelettique reliée à l'amputation modifie les stratégies musculaires de la jambe amputée, mais aussi de la jambe saine lorsque comparée à la jambe contrôle. En effet, l'amputation des membres inférieurs augmente la difficulté de réaliser une tâche qui met en action les muscles et la proprioception participant à la réalisation de la tâche. En utilisant la redondance musculaire, les enfants amputés trans-tibiaux arrivent à réaliser la tâche de piétinement de façon similaire du point de vue cinématique, mais en utilisant une stratégie musculaire différente. De façon à faciliter la coordination musculaire, les enfants

amputés trans-tibiaux choisissent d'imiter leur membre atteint afin d'obtenir des stratégies symétriques aux deux jambes. Le manque de différence entre les variables cinématiques et cinétiques lors de la phase d'oscillation montre encore une fois que les enfants amputés trans-tibiaux ont une stratégie symétrique.

En ce qui a trait à une tâche plus complexe, le travail sur la marche démontre une asymétrie entre la jambe amputée et la jambe saine. La perte de l'articulation de la cheville entraîne une modification des patrons musculaires à l'articulation du genou. Durant la marche, malgré la même excursion angulaire à l'articulation du genou, les enfants amputés trans-tibiaux utilisent un patron musculaire différent et profitent ainsi de la redondance musculaire. Ces modifications des patrons musculaires lors du piétinement et lors de la marche entraînent des changements sur le plan de la production de la co-contraction. En effet, les présents travaux démontrent une diminution de la co-contraction dans des phases nécessitant une certaine stabilité articulaire (diminution de la laxité articulaire). Cette diminution de co-contraction pourrait donc être reliée à un premier signal d'alarme d'un développement prématuré de maladie dégénérative du système ostéo-articulaire présent à la jambe saine et à la jambe amputée des sujets amputés trans-tibiaux.

En définitive, nous sommes d'avis que cette thèse enrichit les connaissances en ajoutant un outil d'estimation des co-contractions musculaires sans calibration isométrique et par le fait même sans une certaine lourdeur expérimentale pour les évaluations cliniques. Dans un deuxième temps, les travaux de cette thèse étoffent les connaissances sur la coordination musculaire des enfants amputés trans-tibiaux et l'impact de cette nouvelle coordination sur la production de co-cocontractions musculaires. En effet, la modification des actions musculaires agonistes et antagonistes amène un changement sur le plan de la production de co-cocontractions pouvant ainsi diminuer la stabilité articulaire et possiblement entraîner le développement prématuré d'ostéo-arthrite chez cette population.

## RÉFÉRENCES

- Ageberg, E. (2002). Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation - using the anterior cruciate ligament-injured knee as model. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12:205-212.
- Alexander, R. M. (2000). Energy-minimizing choices of muscles and patterns of movement. *Motor Control*, 4:45-47; discussion 97-116.
- Allard, P. et Blanchi, J. *Analyse du Mouvement Humain par la Biomécanique*. Montréal, Canada, 2<sup>ème</sup> édition, 2000.
- Amarantini, D. et Martin, L. (2004). A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions. *Journal of Biomechanics*, 37:1393-1404.
- American Association of Electrodiagnostic Medicine (1999). Technology review : Dynamic electromyography in gait and motion analysis. *Muscle Nerve*, Supplement 8:S223-S238.
- An, K.-N., Kaufman, K. et Chao, E.-S. *Estimation of muscle and joint forces* In : Allard, P., Stokes, IAF et Blanchi, JP (Eds.) *Three-dimensional analysis of human movement*. pp 201-214. Humain kinetics, Champaign, 1995.
- Anderson, F. C. et Pandy, M. G. (2001). Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of Biomechanics*, 34:153-161.
- Arms, S. W., Pope, M. H., Johnson, R. J., Fischer, R. A., Arvidsson, I. et Eriksson, E. (1984). The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*, 12:8-18.

- Basmajian, J. V. (1977). Motor learning and control : a working hypothesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 58:38–41.
- Bernstein, N. *The co-ordination and regulation of movements*. Oxford : Pergamon Press, 1967.
- Boggs, P. et Tolle, J. (1996). Sequential quadratic programming. *Acta Numerica*, 4:1–52.
- Boontje, A. H. (1980). Major amputations of the lower extremity for vascular disease. *Prosthetics and Orthotics International*, 4:87–89.
- Brage, M. E., Draganich, L. F., Pottenger, L. A. et Curran, J. J. (1994). Knee laxity in symptomatic osteoarthritis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, pages 184–189.
- Brenière, Y. et Dietrich, G. (1992). Heel-off perturbation during gait initiation : biomechanical analysis using triaxial accelerometry and a force plate. *Journal of Biomechanics*, 25:121–127.
- Bresler, B. et Frankel, J. (1950). The forces and moments in the leg during level walking. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 72:27–36.
- Buchanan, J. et Kelso, J. (1999). To Switch or Not to Switch : Recruitment of Degrees of Freedom Stabilizes Biological Coordination. *Journal of Motor Behavior*, 31:126–144.
- Buchanan, T. S. et Shreeve, D. A. (1996). An evaluation of optimization techniques for the prediction of muscle activation patterns during isometric tasks. *Journal of Biomechanical Engineering*, 118:565–574.
- Bullock-Saxton, J., Wong, W. et Hogan, N. (2001). The influence of age on weight-bearing joint reposition sense of the knee. *Experimental Brain Research*, 136:400–406.

- Burke, M., Roman, V. et Wright, V. (1978). Bone and joint changes in lower limb amputees. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 37:252–254.
- Cahouët, V., Martin, L. et Amarantini, D. (2002). Static optimal estimation of joint accelerations for inverse dynamics problem solution. *Journal of Biomechanics*, 35:1507–1513.
- Cappozzo, A., Leo, T. et Pedotti, A. (1975). A general computing method for the analysis of human locomotion. *Journal of Biomechanics*, 8:307–320.
- Challis, J. H. (1997). Producing physiologically realistic individual muscle force estimations by imposing constraints when using optimization techniques. *Medical Engineering and Physics*, 19:253–261.
- Challis, J. H. et Kerwin, D. G. (1993). An analytical examination of muscle force estimations using optimization techniques. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H*, 207:139–148.
- Challis, J. H. et Kerwin, D. G. (1996). Quantification of the uncertainties in resultant joint moments computed in a dynamic activity. *Journal of Sports Sciences*, 14:219–231.
- Chen, H.-Y., Chen, S.-C., Chen, J.-J. J., Fu, L.-L. et Wang, Y. L. (2005). Kinesiological and kinematical analysis for stroke subjects with asymmetrical cycling movement patterns. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15:587–595.
- Chen, R., Cohen, L. et Hallet, M. (2002). Nervous system reorganization following injury. *Neuroscience*, 111:761–773.
- Cholewicki, J., McGill, S. M. et Norman, R. W. (1995). Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model : towards development of a hybrid approach. *Journal of Biomechanics*, 28:321–331.

- Codine, P., Brun, V. et Andre, J. *Amputation du membre inférieur : appareillage et rééducation*. Masson, Paris, 1996.
- Collins, J. (1995). The redundant nature of locomotor optimization laws. *Journal of Biomechanics*, 28:251–267.
- Corster, T. (1973). Co-contraction and reciprocal relaxation in the ankle plantar flexors and dorsiflexors during rapid stepping and jumping. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 13:289–306.
- Crowninshield, R. et Brand, R. (1981). A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*, 14:793–801.
- Cunningham, L. S. et Kelsey, J. L. (1984). Epidemiology of musculoskeletal impairments and associated disability. *American Journal of Public Health*, 74:574–579.
- Czerniecki, J. M. (1996). Rehabilitation in limb deficiency 1. Gait and motion analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77:S3–S8.
- Davies, E. J., Friz, B. R. et Clippinger, F. W. (1970). Amputees and their prostheses. *Artificial Limbs*, 14:19–48.
- De Boor, C. *A Practical Guide to Splines*. New York, NY, US, revised édition, 2004.
- De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29:1223–1230.
- DeSerres, S. J. et Milner, T. E. (1991). Wrist muscle activation patterns and stiffness associated with stable and unstable mechanical loads. *Experimental Brain Research*, 86:451–458.

- Dietz, V. et Duysens, J. (2000). Significance of load receptor input during locomotion : a review. *Gait and Posture*, 11:102-110.
- Dul, J., Johnson, G. E., Shiavi, R. et Townsend, M. A. (1984a). Muscular synergism-II. A minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles. *Journal of Biomechanics*, 17:675-684.
- Dul, J., Townsend, M. A., Shiavi, R. et Johnson, G. E. (1984b). Muscular synergism-I. On criteria for load sharing between synergistic muscles. *Journal of Biomechanics*, 17: 663-673.
- Ebskov, B. (1983). Choice of level in lower extremity amputation-nationwide survey. *Prosthetics and Orthotics International*, 7:58-60.
- Engsberg, J. R., Herbert, L. M., Grimston, S. K., Fung, T. S. et Harder, J. A. (1994). Relation among indices of effort and oxygen uptake in below-knee amputee and able-bodied children. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75:1335-1341.
- Engsberg, J. R., Lee, A. G., Patterson, J. L. et Harder, J. A. (1991). External loading comparisons between able-bodied and below-knee-amputee children during walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72:657-661.
- Engsberg, J. R., Lee, A. G., Tedford, K. G. et Harder, J. A. (1993). Normative ground reaction force data for able-bodied and below-knee-amputee children during walking. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 13:169-173.
- Engsberg, J., Tedford, K. et Harder, J. (1992). Center of mass location and segment angular orientation of below-knee-amputee and able-bodied children during walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73:1163-1168.

- Engsberg, J., Tedford, K., Harder, J. et Mills, J. (1990). Timing changes for stance, swing, and double support in a recent below-knee-amputee child. *Pediatric Exercise Science*, 2: 255-262.
- Falconer, K. et Winter, D. (1985). Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 25:135-149.
- Farmer, S. E. (2003). Key factors in the development of lower limb co-ordination : implications for the acquisition of walking in children with cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*, 25:807-816.
- Felson, D. T., Lawrence, R. C., Dieppe, P. A., Hirsch, R., Helmick, C. G., Jordan, J. M., Kington, R. S., Lane, N. E., Nevitt, M. C., Zhang, Y., Sowers, M., McAlindon, T., Spector, T. D., Poole, A. R., Yanovski, S. Z., Ateshian, G., Sharma, L., Buckwalter, J. A., Brandt, K. D. et Fries, J. F. (2000). Osteoarthritis : new insights. Part 1 : the disease and its risk factors. *Annals of Internal Medicine*, 133:635-646.
- Felson, D. T., Naimark, A., Anderson, J., Kazis, L., Castelli, W. et Meenan, R. F. (1987). The prevalence of knee osteoarthritis in the elderly. The Framingham Osteoarthritis Study. *Arthritis and Rheumatism*, 30:914-918.
- Felson, D. T. et Zhang, Y. (1998). An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis and Rheumatism*, 41:1343-1355.
- Fernie, G. et Holliday, P. (1978). Postural sway in amputees and normal subjects. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 60-A:895-898.
- Flor, H., Elbert, T., Knecht, S., Wienbruch, C., Pantev, C., Birbaumer, N., Larbig, W. et Taub, E. (1995). Phantom-limb pain as a perceptual correlate of cortical reorganization following arm amputation. *Nature*, 375:482-484.

- Forsberg, H. (1985). Ontogeny of human locomotor control. I. Infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion. *Experimental Brain Research*, 57: 480–493.
- Gagnon, D., Larivière, C. et Loisel, P. (2001). Comparative ability of EMG, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 16:359–372.
- Gailey, R. S., Wenger, M. A., Raya, M., Kirk, N., Erbs, K., Spyropoulos, P. et Nash, M. S. (1994). Energy expenditure of trans-tibial amputees during ambulation at self-selected pace. *Prosthetics and Orthotics International*, 18:84–91.
- Garcia, R. K., Nelson, A. J., Ling, W. et Olden, C. V. (2001). Comparing stepping-in-place and gait ability in adults with and without hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82:36–42.
- Gentleman, J. F., Parsons, G. F., Walsh, M. N. et Vayda, E. (1994). High and low surgical procedure rates in census divisions across Canada. *Health Reports*, 6:403–440.
- Geurts, A., Mulder, T., Nienhuis, B. et Rijken, R. (1992). Postural reorganization following lower limb amputation. *Scandinave Journal of Rehabilitation Medicine*, 24:83–90.
- Goubel, F. et Linsel-Corbeil, G. *Biomécanique. Éléments de mécanique musculaire*. Masson, Paris, France, 2<sup>ème</sup> édition, 2003.
- Grisé, M., Gauthier-Gagnon, C. et Martineau, G. (1993). Prosthetic profile of people with lower extremity amputation : Conception and design of a follow-up questionnaire. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74:862–970.
- Guccione, A. A., Felson, D. T., Anderson, J. J., Anthony, J. M., Zhang, Y., Wilson, P. W., Kelly-Hayes, M., Wolf, P. A., Kreger, B. E. et Kannel, W. B. (1994). The effects of

- specific medical conditions on the functional limitations of elders in the Framingham Study. *American Journal of Public Health*, 84:351–358.
- Hatze, H. (2002). The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications. *Journal of Biomechanics*, 35:109–115.
- Hermundsson, Y., Ekdahl, C., Persson, B. et Roxendal, G. (1994). Standing balance in trans-tibial amputees following vascular disease or trauma : a comparative study with healthy subjects. *Prosthetics and Orthotics International*, 18:150–158.
- Herzog, W., Diet, S., Suter, E., Mayzous, P., Leonard, T. R., Müller, C., Wu, J. Z. et Epstein, M. (1998). Material and functional properties of articular cartilage and patellofemoral contact mechanics in an experimental model of osteoarthritis. *Journal of Biomechanics*, 31:1137–1145.
- Hickey, S. A., Ford, G. R., Buckley, J. G. et O'Connor, A. F. F. (1990). Unterberger stepping test : a useful indicator of peripheral vestibular dysfunction? *The Journal of Laryngology and Otology*, 104:599–602.
- Hill, S., Patla, A., Ishac, M., Adkin, A., Supan, T. et Barth, D. (1997). Kinematic patterns of participants with a below-knee prosthesis stepping over obstacles of various heights during locomotion. *Gait and Posture*, 6:186–192.
- Hill, S., Patla, A., Ishac, M., Adkin, A., Supan, T. et Barth, D. (1999). Altered kinetic strategy for the control of swing limb elevation over obstacles in unilateral below-knee amputee gait. *Journal of Biomechanics*, 32:545–549.
- Hof, A. L. et den Berg, J. V. (1981). EMG to force processing II : Estimation of parameters of the Hill muscle model for the human triceps surae by means of a calfergometer. *Journal of Biomechanics*, 14:759–770.

- Hooper, D. M., Morrissey, M. C., Crookenden, R., Ireland, J. et Beacon, J. P. (2002). Gait adaptations in patients with chronic posterior instability of the knee. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17:227–233.
- Hopkins, J. T., Ingersoll, C. D., Sandrey, M. A. et Bleggi, S. D. (1999). An Electromyographic Comparison of 4 Closed Chain Exercises. *Journal of Athletic Training*, 34:353–357.
- Hurley, G. R., McKenney, R., Robinson, M., Zadavec, M. et Pierrynowski, M. R. (1990). The role of the contralateral limb in below-knee amputee gait. *Prosthetics and Orthotics International*, 14:33–42.
- Isakov, E., Burger, H., Gregoric, M. et Marincek, C. (1996). Isokinetic and isometric strength of the thigh muscles in below-knee amputees. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 11: 233–235.
- Isakov, E., Burger, H., Krajnik, J., Gregoric, M. et Marincek, C. (1997). Double-limb support and step-length asymmetry in below-knee amputees. *Scandinave Journal of Rehabilitation Medecine*, 29:75–79.
- Isakov, E., Burger, H., Krajnik, J., Gregoric, M. et Marincek, C. (2001). Knee muscle activity during ambulation of trans-tibial amputees. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 33:196–199.
- Isakov, E., Keren, O. et Benjuya, N. (2000). Trans-tibial amputee gait : time-distance parameters and EMG activity. *Prosthetics and Orthotics International*, 24:216–220.
- Isakov, E., Mizrahi, J., Ring, H., Susak, Z. et Hakim, N. (1992). Standing sway and weight-bearing distribution in people with below-knee amputations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73:174–178.

- Issa, S. N. et Sharma, L. (2006). Epidemiology of osteoarthritis : an update. *Current Rheumatology Reports*, 8:7–15.
- Kadaba, M. P., Wootten, M. E., Gainey, J. et Cochran, G. V. (1985). Repeatability of phasic muscle activity : performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, 3:350–359.
- Kaufman, J. (1995). Alternative methods for below-knee amputation : reappraisal of the kendrick procedure. *Journal of the American College of Surgeons*, 181:511–516.
- Kavounoudias, A., Tremblay, C., Gravel, D., Iancu, A. et Forget, R. (2005). Bilateral changes in somatosensory sensibility after unilateral below-knee amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86:633–640.
- Kay, H. et Newman, J. (1975). Relative incidence of new amputations : statistical comparisons of 6000 new amputees. *Orthotic Prosthetic*, 29:3–16.
- Kelso, J. *Dynamic patterns. The self-organization of brain and behavior*. Cambridge, MA : MIT Press, 1995.
- Knecht, S., Henningsen, H., Elbert, T., Flor, H., Höhling, C., Pantev, C., Birbaumer, N. et Taub, E. (1995). Cortical reorganization in human amputees and mislocalization of painful stimuli to the phantom limb. *Neuroscience Letters*, 201:262–264.
- Kruk, S. et Wolkowicz, H. *SQ2P, Sequential Quadratic Constrained Quadratic Programming. Research Report*. University of Waterloo, Waterloo, Canada, 1998.
- Lasko-McCarthy, P., Beuter, A. et Bideau, E. (1990). Kinematic variability and relationships characterizing the development of walking. *Developmental Psychobiology*, 23:809–837.

- Lawrence, J. S., Bremner, J. M. et Bier, F. (1966). Osteo-arthritis. Prevalence in the population and relationship between symptoms and x-ray changes. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 25:1-24.
- Leakey, M. et Hay, R. (1979). Pliocene footprints in the Laetoli Beds at Laetoli northern Tanzania. *Nature*, 278:317-323.
- Levine, M. G. et Kabat, H. (1952). Cocontraction and reciprocal innervation in voluntary movement in man. *Science*, 115:115-118.
- Lewallen, R., Dyck, G., Quanbury, A., Ross, K. et Letts, M. (1986). Gait kinematics in below-knee child amputees : a force plate analysis. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 6: 291-298.
- Li, G., Rudy, T. W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C. B. et Woo, S. L. (1999). The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *Journal of Biomechanics*, 32:395-400.
- Lieber, S. J., Boston, J. R., Rudy, T. E. et Munin, M. C. (2002). The influence of weight and starting height on lifting mechanics in lower extremity amputees. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10:109-117.
- Liu, W. et Maitland, M. E. (2000). The effect of hamstring muscle compensation for anterior laxity in the ACL-deficient knee during gait. *Journal of Biomechanics*, 33:871-879.
- Lloyd, D. et Besier, T. (2003). An emg-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics*, 36:765-776.
- MacWilliams, B. A., Wilson, D. R., DesJardins, J. D., Romero, J. et Chao, E. Y. (1999). Hamstrings cocontraction reduces internal rotation, anterior translation, and anterior cruciate ligament load in weight-bearing flexion. *Journal of Orthopaedic Research*, 17:817-822.

- Marras, W. et Granata, K. (1997). The development of an EMG-assisted model to assess spine loading during whole-body free-dynamic lifting. *J Electromyogr Kinesiol*, 7:259–268.
- Melzer, I., Yekutieli, M. et Sukenik, S. (2001). Comparative study of osteoarthritis of the contralateral knee joint of male amputees who do and do not play volleyball. *The Journal of Rheumatology*, 28:169–172.
- Mercer, V. et Sahrman, S. (1999). Postural synergies associated with a stepping task. *Physical Therapy*, 79:1142–1152.
- Miller, J., Croce, R. et Hutchins, R. (2000). Reciprocal coactivation patterns of the medial and lateral quadriceps and hamstrings during slow, medium and high speed isokinetic movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10:233–239.
- Millieux, L., Calvin, S. et Temprado, J.-J. (2005). Limiting the recruitment of degrees of freedom reduces the stability of perception-action patterns. *Human Movement Science*, 24:218–233.
- Milner, T. E. et Cloutier, C. (1998). Damping of the wrist joint during voluntary movement. *Experimental Brain Research*, 122:309–317.
- Morecki, A., Ekiel, J. et Fidelus, K. *Cybernetic Systems of Limb Movements in Man, Animals and Robots*. 1984.
- Norvell, D. C., Czerniecki, J. M., Reiber, G. E., Maynard, C., Pecoraro, J. A. et Weiss, N. S. (2005). The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86:487–493.
- Oeffinger, D., Augsburg, S. et Cupp, T. (1997). Pediatric kinetics : age related changes in able-bodied populations. *Gait and Posture*, 5:155–156.

- Okamoto, T., Okamoto, K. et Andrew, P. D. (2003). Electromyographic developmental changes in one individual from newborn stepping to mature walking. *Gait and Posture*, 17:18–27.
- Okubo, J., Oku, T., Tsutsumiuchi, K., Watanabe, I. et Ishida, A. (1981). Stepping movement control and response two-dimensional analysis of dynamic control mechanisms. *Agressologie*, 22:17–22.
- Olney, S. et Winter, D. (1985). Predictions of knee and ankle moments of force in walking from emg and kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 18:9–20.
- Olree, K. S. et Vaughan, C. L. (1995). Fundamental patterns of bilateral muscle activity in human locomotion. *Biological Cybernetics*, 73:409–414.
- Öunpuu, S., Gage, J. et Davis, R. (1991). Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 11:341–349.
- Perry, J. (1974). Kinesiology of lower extremity bracing. *Clinical Orthopendic and Related Research*, 102:18–31.
- Persson, B. (2001). Lower limb amputation part 1 : Amputation methods - a 10 years literature review. *Prosthetics and Orthotics International*, 25:7–13.
- Pohjolainen, T., Alaranta, H. et Wikström, J. (1989). Primary survival and prosthetic fitting of lower limb amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 13:63–69.
- Powers, C., Rao, S. et Perry, J. (1998). Knee kinetics in trans-tibial amputee gait. *Gait and Posture*, 8:1–7.
- Prilutsky, B. et Zatsiorsky, V. (2002). Optimization-based models of muscle coordination. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 30:32–38.

- Rasmussen, J., Damsgaard, M. et Voigt, M. (2001). Muscle recruitment by the min/max criterion – a comparative numerical study. *Journal of Biomechanics*, 34:409–415.
- Renström, P., Grimby, G. et Larsson, E. (1983). Thigh muscle strength in below-knee amputees. *Scandinave Journal of Rehabilitation Medecine*, 9:163–173.
- Sadeghi, H., Allard, P. et Duhaime, M. (2001). Muscle power compensatory mechanisms in below-knee amputee gait. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80: 25–32.
- Sanderson, D. et Martin, P. (1997). Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking. *Gait and Posture*, 6:126–136.
- Sasaki, O., Taguchi, K., Kikukawa, M. et Ogiba, T. (1993). Stepping analysis in patients with spinocerebellar degeneration and Parkinson's disease. *Acta Oto-Laryngologica*, 113: 466–470.
- Schneider, K., Hart, T., Zernicke, R. F., Setoguchi, Y. et Oppenheim, W. (1993). Dynamics of below-knee child amputee gait : SACH foot versus Flex foot. *Journal of Biomechanics*, 26:1191–1204.
- Seliger, V., Dolejs, L. et Karas, V. (1980). A dynamometric comparison of maximum eccentric, concentric, and isometric contractions using emg and energy expenditure measurements. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 45:235–244.
- Sheridan, M. *Developmental Progress of Infants and Young Children*. H.M. Stationery Office, London, UK, 1960.
- Shields, R. K. (2002). Muscular, skeletal, and neural adaptations following spinal cord injury. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32:65–74.

- Skinner, H. et Effeney, D. (1985). Special review. Gait analysis in amputees. *American Journal of Physical Medicine*, 64:82–89.
- Smidt, G. L. (1973). Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *Journal of Biomechanics*, 6:79–92.
- Solomonow, M., Baratta, R. et D'Ambrosia, R. (1989). The role of the hamstrings in the rehabilitation of the anterior cruciate ligament-deficient knee in athletes. *Sports Medicine*, 7:42–48.
- Spägle, T., Kistner, A. et Gollhofer, A. (1999). Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 32:521–530.
- Stansfield, B., Hillman, S., Hazlewood, J., Lawson, A., Mann, A., Loudon, I. et Robb, J. (2001a). Normalized speed, not age, characterizes ground reaction force patterns in 5- to 12- years-old children walking at self-selected speeds. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21:395–402.
- Stansfield, B., Hillman, S., Hazlewood, M., Lawson, A., Mann, A., Loudon, I. et Robb, J. (2001b). Sagittal joint kinematics, moments, and powers are predominantly characterized by speed of progression, not age, in normal children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21:403–411.
- Stewart, C. P. et Jain, A. S. (1993). Dundee revisited—25 years of a total amputee service. *Prosthetics and Orthotics International*, 17:14–20.
- Suter, E. et Herzog, W. (2000). Does muscle inhibition after knee injury increase the risk of osteoarthritis? *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 28:15–18.
- Sutherland, D. (1997). The development of mature gait. *Gait and Posture*, 6:163–170.

- Sutherland, D., Olshen, R., Cooper, L. et Woo, S. (1980). The development of mature gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 62-A:336-353.
- Sutherland, D., Olshen, R., Biden, E. et Wyatt, M. *The Development of Mature Gait*. London : MacKeith Press, 1988.
- Tanaka, R. (1974). Reciprocal Ia inhibition during voluntary movements in man. *Experimental Brain Research*, 21:529-540.
- Thelen, E. et Cooke, D. W. (1987). Relationship between newborn stepping and later walking : a new interpretation. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 29:380-393.
- Thelen, E., Ulrich, B. et Jensen, J. *The developmental origins of locomotion. Dans : Development of Posture and Gait Across the Life Span*. 1989.
- Todd, F. N., Lamoreux, L. W., Skinner, S. R., Johanson, M. E., Helen, R. S., Moran, S. A. et Ashley, R. K. (1989). Variations in the gait of normal children. A graph applicable to the documentation of abnormalities. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 71:196-204.
- Unnithan, V., Dowling, J., Frost, G. et Bar-Or, O. (1996). Role of cocontraction in the O<sub>2</sub> cost of walking in children with cerebral palsy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28:1498-1504.
- van der Linden, M., Kerr, A., Hazlewood, M., Hillman, S. et Robb, J. (2002). Kinematic and kinetic gait characteristics of normal children walking at a range of clinically relevant speeds. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 22:800-806.
- van Dieën, J. H. et Visser, B. (1999). Estimating net lumbar sagittal plane moments from EMG data. The validity of calibration procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9:309-315.

- Vaughan, C., Davis, B. et O'Connor, J. *Dynamic of Human Gait*. pp 155. Kiboho Publishers, Cape Town, 2<sup>ieme</sup> édition, 1999.
- Wada, M., Imura, S., Baba, H. et Shimada, S. (1996). Knee laxity in patients with osteoarthritis and rheumatoid arthritis. *British Journal of Rheumatology*, 35:560–563.
- Winter, D. A. (1979). A new definition of mechanical work done in human movement. *Journal of Applied Physiology*, 46:79–83.
- Winter, D. A. (1983). Biomechanical motor patterns in normal walking. *Journal of Motor Behavior*, 15:302–330.
- Winter, D. A. (1984). Kinematic and kinetic patterns in human gait : variability and compensating effects. *Human Movement Science*, 3:51–76.
- Winter, D. A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley-Interscience, New York, USA, 1990.
- Winter, D. A. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait : Normal, Elderly and Pathological*. Waterloo Biomechanics, 2<sup>ieme</sup> édition, Waterloo, Ont., Canada, 1991.
- Winter, D. A. et Eng, P. (1995). Kinetics : our window into the goals and strategies of the central nervous system. *Behavioral Brain Research*, 67:111–120.
- Winter, D. A. et Sienko, S. E. (1988). Biomechanics of below-knee amputee gait. *Journal of Biomechanics*, 21:361–367.
- Yanagawa, T., Shelburne, K., Serpas, F. et Pandy, M. (2002). Effect of hamstrings muscle action on stability of the ACL-deficient knee in isokinetic extension exercise. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17:705–712.

Yigiter, K., Ulger, O., Sener, G., Akdogan, S., Erbahçeci, F. et Bayar, K. (2005). Demography and function of children with limb loss. *Prosthetics and Orthotics International*, 29:131–138.

Zajac, F. E. et Gordon, M. E. (1989). Determining muscle's force and action in multi-articular movement. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 17:187–230.

## Annexe I

Tableau des caractéristiques des sujets contrôles du Laboratoire de Posture et Locomotion

Sujets	Genre	Âge (années)	Masse (kg)	Taille (cm)
1	M	14	70.5	173
2	M	13	59.4	163
3	M	10	48.0	152
4	F	11	36.5	142
5	M	12	42.4	149
6	M	10	29.5	142
7	F	8	36.2	126
8	F	12	47.7	152
9	M	16	71.0	172
10	F	13	50.2	154
Moyenne		12	49.1	152
Écart-type		2	14.2	14

Tableau I.1 – Caractéristiques de dix sujets contrôles du Laboratoire de Posture et Locomotion du Centre de Réadaptation Marie Enfant de l'Hôpital Sainte-Justine.

## Annexe II

### Formalisme Lagrangien

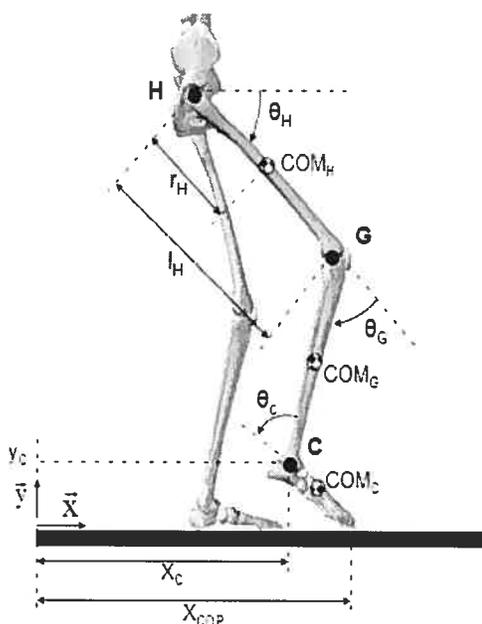


Figure II.1 – Modèle mécanique du membre inférieur droit pour la hanche (H), le genou (G) et la cheville (C). Ici les centres de masse (COM), les positions des COM ( $r$ ), les longueurs des segments ( $l$ ) et la position du centre de pression (COP) sont représentés.

En utilisant les notions présentées à la Figure II.1, les moments articulaires nets à la hanche, au genou et à la cheville sont calculés à partir des équations suivantes :

$$\mathbf{M} = A(\theta)\ddot{\theta} + B(\theta)\dot{\theta}\dot{\theta} + C(\theta)\dot{\theta}^2 + \mathbf{G}(\theta)$$

où :  $A$  est la matrice d'inertie,  $B$  la matrice des termes de Coriolis et  $C$  la matrice des termes centrifuges.  $\mathbf{G}$  est le vecteur des forces externes (forces de gravité, forces de réaction au sol) et est exprimé par  $\mathbf{G} = Q(\theta) + D(\theta) \cdot \mathbf{R}$ , où  $\mathbf{R}$  représente le vecteur des forces de réactions.

$$\begin{aligned} A_{11} &= I_H + m_H^2 + I_G + m_G r_G^2 + I_C + m_C r_C^2 + m_G l_H^2 \\ &\quad + m_C l_H^2 + m_C l_G^2 + 2(m_C r_C l_H \cos(\theta_G + \theta_C) \\ &\quad + m_C l_H l_G \cos \theta_G + m_C r_C l_G \cos \theta_C \\ &\quad + m_G r_G l_H \cos \theta_G), \\ A_{12} &= A_{21} = I_G + m_G r_G^2 + I_C + m_C r_C^2 + m_C l_G^2 \\ &\quad + m_G r_G l_H \cos \theta_G + m_C l_H l_G \cos \theta_G \\ &\quad + m_C r_C l_H \cos(\theta_G + \theta_C) + 2m_C r_C l_G \cos \theta_C, \\ A_{13} &= A_{31} = I_C + m_C r_C^2 + m_C r_C l_G \cos \theta_C \\ &\quad + m_C r_C l_H \cos(\theta_G + \theta_C), \\ A_{22} &= I_G + m_G r_G^2 + I_C + m_C r_C^2 + m_C l_G^2 \\ &\quad + 2m_C r_C l_G \cos \theta_C, \\ A_{23} &= A_{32} = I_C + m_C r_C^2 + m_C r_C l_G \cos \theta_C, \\ A_{33} &= I_C + m_C r_C^2. \end{aligned}$$

$$B_{21} = B_{32} = B_{33} = 0,$$

$$\begin{aligned} B_{11} &= -2m_G r_G l_H \sin \theta_G - 2m_C l_H l_G \sin \theta_G \\ &\quad - 2m_C r_C l_H \sin(\theta_G + \theta_C), \end{aligned}$$

$$B_{12} = -2m_C r_C l_G \sin \theta_C - 2m_C r_C l_H \sin(\theta_G + \theta_C),$$

$$B_{13} = -m_C r_C l_H \sin(\theta_G + \theta_C) - 2m_C r_C l_G \sin \theta_C,$$

$$B_{22} = -2m_C r_C l_G \sin \theta_C,$$

$$B_{23} = -2m_C r_C l_G \sin \theta_C,$$

$$B_{31} = 2m_C r_C l_G \sin \theta_C.$$

$$C_{11} = C_{22} = C_{33} = 0,$$

$$\begin{aligned} C_{12} &= -C_{21} = -m_G r_G l_H \sin \theta_G - m_C l_H l_G \sin \theta_G \\ &\quad - m_C r_C l_H \sin(\theta_G + \theta_C), \end{aligned}$$

$$C_{13} = -C_{31} = -m_C r_C l_G \sin \theta_C - m_C r_C l_H \sin(\theta_G + \theta_C),$$

$$C_{23} = -C_{32} = -m_C r_C l_G \sin \theta_C.$$

$$Q_1 = g[m_H r_H \cos \theta_H + m_G (l_H \cos \theta_H + r_G \cos(\theta_H + \theta_G)) \\ + m_C (l_H \cos \theta_H + l_G \cos(\theta_H + \theta_G)) \\ + r_C \cos(\theta_H + \theta_G + \theta_C)],$$

$$Q_2 = g[m_G r_G \cos(\theta_H + \theta_G) + m_C (l_G \cos(\theta_H + \theta_G) \\ + r_C \cos(\theta_H + \theta_G + \theta_C))],$$

$$Q_3 = g[m_C r_C \cos(\theta_H + \theta_G + \theta_C)].$$

$$D_{13} = D_{23} = D_{33} = 0,$$

$$D_{11} = l_H \sin \theta_H + l_G \sin(\theta_H + \theta_G) + (y_{COP} - y_A),$$

$$D_{12} = -l_H \cos \theta_H - l_G \cos(\theta_H + \theta_G) - (x_{COP} - x_A),$$

$$D_{21} = l_G \sin(\theta_H + \theta_G) + (y_{COP} - y_A),$$

$$D_{22} = -l_G \cos(\theta_H + \theta_G) - (x_{COP} - x_A),$$

$$D_{31} = y_{COP} - y_A,$$

$$D_{32} = x_{COP} - x_A.$$

### Annexe III

#### Estimation des moments agonistes et antagonistes

Dans le but de prendre en compte de la bi-articularité de certains muscles croisant l'articulation du genou nous avons introduit une matrice ( $E$ ) et les détails de expressions pour le vaste médial (VM), le droit antérieur (DA), le semi tendineux (ST) et le gastrocnémien (GA) seront présentés ici :

$$E = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0_{VM} \\ -1 & 1 & 0_{DA} \\ 1 & -1 & 0_{ST} \\ 0 & -1 & 1_{GA} \end{bmatrix}$$

Équations des moments du genou ( $M_G$ ) pour chaque muscle pour la tâche de piétinement :

$$M_{GDA} = w_{DA}(t) \cdot [\alpha_{DA} \cdot EMG_{DA}(t)] \cdot [1 + (\beta_G \cdot (\theta_G(t) - \theta_{G_{iso}}) - \delta_G \cdot \dot{\theta}_G(t) - \beta_H \cdot (\theta_H(t) - \theta_{H_{iso}}) + \delta_H \cdot \dot{\theta}_H(t))],$$

$$M_{GVM} = w_{VM}(t) \cdot [\alpha_{VM} \cdot EMG_{VM}(t)] \cdot [1 + (\beta_G \cdot (\theta_G(t) - \theta_{G_{iso}}))],$$

$$M_{GST} = w_{ST}(t) \cdot [\alpha_{ST} \cdot EMG_{ST}(t)] \cdot [1 - (\beta_G \cdot (\theta_G(t) - \theta_{G_{iso}}) + \delta_G \cdot \dot{\theta}_G(t) + \beta_H \cdot (\theta_H(t) - \theta_{H_{iso}}) - \delta_H \cdot \dot{\theta}_H(t))],$$

$$M_{GGA} = w_{GA}(t) \cdot [\alpha_{GA} \cdot EMG_{GA}(t)] \cdot [1 - (\beta_G \cdot (\theta_G(t) - \theta_{G_{iso}}) + \delta_G \cdot \dot{\theta}_G(t) + \beta_C \cdot (\theta_C(t) - \theta_{C_{iso}}) - \delta_C \cdot \dot{\theta}_C(t))].$$

$$M_{ext} = M_{GDA} + M_{GVM}$$

$$M_{flex} = M_{GST} + M_{GGA}$$

$$\hat{M}_{Gnet} = M_{ext} + M_{flex}$$

Équations des moments du genou ( $M_G$ ) pour chaque muscle pour la tâche de la marche :

$$M_{GDA} = [\alpha_{DA} \cdot EMG_{DA}(t)] \cdot [1 + (\beta_G \cdot (\theta_G(t) - \theta_{G_{iso}}) - \delta_G \cdot \dot{\theta}_G(t) - \beta_H \cdot (\theta_H(t) - \theta_{H_{iso}}) + \delta_H \cdot \dot{\theta}_H(t))],$$

$$M_{GVM} = [\alpha_{VM} \cdot EMG_{VM}(t)] \cdot [1 + (\beta_G \cdot (\theta_G(t) - \theta_{G_{iso}}))],$$

$$M_{GST} = [\alpha_{ST} \cdot EMG_{ST}(t)] \cdot [1 - (\beta_G \cdot (\theta_G(t) - \theta_{G_{iso}}) + \delta_G \cdot \dot{\theta}_G(t) + \beta_H \cdot (\theta_H(t) - \theta_{H_{iso}}) - \delta_H \cdot \dot{\theta}_H(t))],$$

$$M_{GGA} = [\alpha_{GA} \cdot EMG_{GA}(t)] \cdot [1 - (\beta_G \cdot (\theta_G(t) - \theta_{G_{iso}}) + \delta_G \cdot \dot{\theta}_G(t) + \beta_C \cdot (\theta_C(t) - \theta_{C_{iso}}) - \delta_C \cdot \dot{\theta}_C(t))].$$

$$M_{ext} = w_{ext} \cdot (M_{GDA} + M_{GVM})$$

$$M_{flex} = w_{flex} \cdot (M_{GST} + M_{GGA})$$

$$\hat{M}_{Gnet} = M_{ext} + M_{flex}$$

où  $\hat{M}_{net}$  est le moment résultant estimé à partir du modèle.

## Annexe III

### Accord des coauteurs Article I

#### A) Déclaration des coauteurs d'un article

##### 1. Identification de l'étudiant et du programme

Hugo Centomo,  
Sciences de l'activité physique Ph.D. 3-350-1-0

##### 2. Description de l'article

**Centomo, H., Amarantini, D., Martin, L. et Prince, F. Kinematic and kinetic analysis of a stepping-in-place task in below-knee amputee children compared to able-bodied children.** sous révision dans IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.

##### 3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Hugo Centomo incluse cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre : Modélisation pour l'analyse des stratégies musculaires et des co-contractions chez des enfants amputés trans-tibiaux lors de tâches dynamiques des membres inférieurs.

David Amarantini  
Coauteur

22/06/2006  
Date

Luc Martin  
Coauteur

22/06/2006  
Date

François Prince  
Coauteur

22/06/2006  
Date

## Annexe IV

### Accord des coauteurs Article II

#### A) Déclaration des coauteurs d'un article

##### 1. Identification de l'étudiant et du programme

Hugo Centomo,  
Sciences de l'activité physique Ph.D. 3-350-1-0

##### 2. Description de l'article

**Centomo, H., Amarantini, D., Martin, L. et Prince, F. Differences in the coordination of agonist and antagonist muscle groups in below-knee amputee and able-bodied children during dynamic exercise.**  
sous révision dans Journal of Electromyography and Kinesiology.

##### 3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Hugo Centomo incluse cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre : Modélisation pour l'analyse des stratégies musculaires et des co-contractions chez des enfants amputés trans-tibiaux lors de tâches dynamiques des membres inférieurs.

David Amarantini  
Coauteur

22/06/2006  
Date

Luc Martin  
Coauteur

22/06/2006  
Date

François Prince  
Coauteur

22/06/2006  
Date

## Annexe V

### Accord des coauteurs Article III

#### A) Déclaration des coauteurs d'un article

##### 1. Identification de l'étudiant et du programme

Hugo Centomo,  
Sciences de l'activité physique Ph.D. 3-350-1-0

##### 2. Description de l'article

**Centomo, H., Amarantini, D., Martin, L. et Prince, F. Muscle pattern adaptations of below-knee amputee children during walking.**  
soumis le 20-06-2006 dans *Clinical Biomechanics (Bristol Avon)*.

##### 3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Hugo Centomo incluse cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre : Modélisation pour l'analyse des stratégies musculaires et des co-contractions chez des enfants amputés trans-tibiaux lors de tâches dynamiques des membres inférieurs.

David Amarantini

Coauteur

22/06/2006

Date

Luc Martin

Coauteur

22/06/2006

Date

François Prince

Coauteur

22/06/2006

Date

