



**HAL**  
open science

## Analyse biomécanique des membres inférieurs chez l'enfant infirme moteur cérébral.

Ayman Assi

► **To cite this version:**

Ayman Assi. Analyse biomécanique des membres inférieurs chez l'enfant infirme moteur cérébral.. Sciences du Vivant [q-bio]. Arts et Métiers ParisTech, 2008. Français. NNT: 2008ENAM0007 . pastel-00004016

**HAL Id: pastel-00004016**

**<https://pastel.hal.science/pastel-00004016>**

Submitted on 1 Sep 2008

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Ecole doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur

# THÈSE

pour obtenir le grade de

**Docteur**

de

**l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers**

**Spécialité "BioMécanique"**

*présentée et soutenue publiquement  
par*

**Ayman ASSI**

le 17 Avril 2008

**ANALYSE BIOMECHANIQUE DES MEMBRES INFERIEURS  
CHEZ L'ENFANT INFIRME MOTEUR CEREBRAL**

*Directeur de thèse : Wafa SKALLI*

*Co-encadrement de la thèse : Ismat GHANEM*

*Projet de recherche Franco-Libanais CEDRE*

**Jury :**

Gérard BOLLINI, <i>Professeur des Universités, PH, Hôpital de la Timone, Marseille</i>	Président
Georges- François PENNECOT, <i>Professeur des Universités, PH, Hôpital Robert Debré, Paris</i>	Rapporteur
Laurence CHEZE, <i>Professeur des Universités, Université de Lyon 1, Lyon</i>	Rapporteur
Michael SCHWARTZ, <i>Professeur des Universités, Saint Paul, Minnesota</i>	Examineur
Ragi GHOSN, <i>Professeur associé, Ecole Supérieure d'Ingénieurs de Beyrouth</i>	Examineur
Wafa SKALLI, <i>Professeur des Universités, LBM, ENSAM, Paris</i>	Examineur
Ismat GHANEM, <i>Professeur associé, PH, Hôpital Hôtel Dieu de France, Beyrouth</i>	Examineur
Jean DUBOUSSET, <i>Professeur des Universités, PH, Hôpital Saint Vincent de Paul, Paris</i>	Membre invité
François LAVASTE, <i>Professeur des Universités, LBM, ENSAM, Paris</i>	Membre invité
Fadia SAFI, <i>Directrice Générale, Service Social pour le Bien-être de l'Enfant au Liban</i>	Membre invité

**Laboratoire de BioMécanique, ENSAM, CER de Paris**



*À mes Grands-Parents,*

*À mon cher LIBAN,*



## REMERCIEMENTS

---

---



Il est naturel de commencer ce mémoire par remercier les personnes qui ont contribué à l'aboutissement de ce projet, et tout particulièrement :

Mme le professeur Wafa Skalli, directrice du Laboratoire de Biomécanique et directrice de cette thèse, pour ses qualités professionnelles et humaines et sa rigueur scientifique qui ont contribué à mon enrichissement personnel et professionnel. Sa confiance précieuse dans notre équipe de biomécanique au Liban nous a permis de réaliser nos rêves.

M. le professeur associé, Dr. Ismat Ghanem, codirecteur de cette thèse, pour ses compétences scientifiques et son dévouement. Ses encouragements, son soutien et son amitié étaient indispensables à l'aboutissement de cette thèse.

M. le Pr François Lavaste, professeur émérite et directeur honoraire du LBM, de m'avoir accueilli au sein du laboratoire pour mon DEA et ma thèse, et pour ses conseils très judicieux.

Mme la directrice générale de SESOBEL, Fadia Safi, ainsi que la directrice du plateau technique, Mme Micha Bakhos pour leur motivation et leur intérêt dans la biomécanique afin d'aider les enfants atteints d'handicap.

Mme Yvonne Chami, fondatrice de SESOBEL, pour ses grandes qualités humaines et ses enseignements qui ont favorisé mon épanouissement personnel.

MM les professeurs associés Ragi Ghosn, Dani Mezher, les doyens Maroun Asmar et Wajdi Najem, de l'Ecole Supérieure des Ingénieurs de Beyrouth, pour l'intérêt qu'ils ont porté à la mise en place de la filière génie biomédical et plus particulièrement à la biomécanique au Liban.

M le Pr Georges-François Penneçot et Mme le Pr Laurence Chèze, pour avoir accepté d'être rapporteurs de cette thèse.

M le Pr Gérard Bollini, M le Pr Michael Schwartz et M le Pr Jean Dubousset de me faire l'honneur de participer à mon jury.

Les organismes qui ont financé les travaux, les déplacements et les installations effectués durant cette thèse : le CNRS français, le ministère des affaires étrangères et la coopération franco-libanaise CEDRE, la société ASMAR Medical, le centre médical Saint-Joseph et la société Intermedic.

Les membres du LBM : David, Soraya, Christophe, Vanessa, Mohamed, Yoann, François, Sébastien, Benjamin, Cédric, Ludovic, Céline, Emilie, Sophie, Sylvain, Yasmina, Baptiste et tous les autres doctorants pour leur amitié et cette ambiance très conviviale.

Les collègues de travail : Hélène, Ingrid, Xavier, Erwan, Antoine, Vincent, Dr. Bonneau, Dr. Presedo, Jad, Abir, Reine et Amine pour leur amitié et leur soutien professionnel inestimable.

Les enfants qui ont participé à la collecte des données en France et au Liban, ainsi que leurs parents, pour leur disponibilité et leur gentillesse.

Les enfants IMC du SESOBEL, pour leur enthousiasme et leur joie de vivre qui m'ont donné par leur sourire le courage et la force de continuer.

Mes amis proches : Julien, Virginie, Aurélien, Laure, Bouchra, Joe et Lise pour leur amitié exceptionnelle, leur soutien inestimable et leurs encouragements.

Et finalement, je remercie toute ma famille, mon frère, mes deux sœurs, mon père et surtout ma mère de m'avoir soutenu tout le temps, de m'avoir donné le plaisir d'être bien entouré. Votre présence dans ma vie est plus qu'essentielle et je vous en serai toujours redevable.

## PREAMBULE

---

---

Ce travail de thèse a été initié dans le cadre d'une collaboration franco-libanaise impliquant d'une part le Laboratoire de BioMécanique (LBM) de l'ENSAM Paris et d'autre part l'Université Saint-Joseph au Liban représentée par l'Ecole Supérieure d'Ingénieurs de Beyrouth (ESIB), la Faculté de Médecine et le CHU Hôpital Hôtel-Dieu de France de Beyrouth (HDF).

Cette collaboration a fait suite au DEA (soutenu en 1995 à l'ENSAM) du docteur Ismat Ghanem, chirurgien orthopédiste et professeur associé à l'HDF. Elle a été initiée dans le cadre d'un post-doc au Liban en 2000 et renforcée par la mise en place de la filière génie Biomédical à l'ESIB, dont j'ai fait parti lors de la première promotion en 2003.

Le souhait d'installer un laboratoire d'analyse de la marche au Liban est à l'initiative du Dr. Ghanem et de l'équipe de l'association d'enfants atteints d'handicap SESOBEL (Service Social pour le Bien-être de l'Enfant au Liban). L'association française PARTAGE a fait un don, par le biais du legs de Mme Fargier, afin de construire et d'acheter le matériel nécessaire à l'installation au SESOBEL du premier laboratoire d'analyse de la marche au Liban.

SESOBEL est la première association au Liban qui propose une prise en charge globale et complète de l'handicap chez les enfants. Cette association compte 170 personnes (éducateurs et administratifs) et 400 enfants en moyenne par an dont 40% sont des IMC.

Suite à la collaboration étroite avec le Dr. Ghanem, SESOBEL a montré sa volonté de s'investir dans la perspective de mieux diagnostiquer les pathologies du handicap et d'améliorer leur prise en charge.

Le LBM a toujours été accompagnateur de cette démarche et partenaire scientifique des différentes équipes libanaises pour faire avancer la recherche en Biomécanique au Liban.

L'accompagnement du CNRS, par l'octroi d'une Bourse Docteur Ingénieur, dont j'ai bénéficié durant cette thèse, et celui du Ministère des Affaires Etrangères, qui ont soutenu un projet conjoint franco-libanais CEDRE (n° 04SF55/L59), a permis de mener à bien cette thèse.



# SOMMAIRE

---



---

<b>INTRODUCTION</b>	<b>1</b>
<b>PREMIERE PARTIE : CONTEXTE CLINIQUE ET ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE</b>	<b>5</b>
<b>CHAPITRE I : CONTEXTE CLINIQUE</b>	<b>7</b>
1. ANATOMIE DES MEMBRES INFERIEURS	7
A. Plans de Références Anatomiques	7
B. Ostéologie du Membre Inférieur	8
C. Arthrologie et Myologie du Membre Inférieur	12
2. LA MARCHE HUMAINE	17
A. Le cycle de marche et ses composantes	17
B. Caractéristiques de la marche normale	19
C. Quantification de la Marche	20
3. L'INFIRMITE MOTRICE CEREBRALE	22
A. Définition	22
B. Les tableaux cliniques de l'IMC	22
C. Profils de marche communs chez l'IMC	23
D. Prise en charge globale de l'enfant IMC	24
4. PRISE EN CHARGE ORTHOPEDIQUE DU PATIENT IMC MARCHANT	25
A. Mécanismes en cause et problèmes orthopédiques	25
B. Prise de décision thérapeutique	26
C. Traitements envisagés	28
5. SYNTHESE INTERMEDIAIRE	30

<b>CHAPITRE II : REVUE BIBLIOGRAPHIQUE</b>	<b>31</b>
1. ANALYSE QUANTIFIÉE DE LA MARCHÉ	31
A. Matériels, méthodes et protocoles utilisés	32
B. Incertitudes de mesures	39
C. Conclusion intermédiaire	44
2. ARCHITECTURE DES MEMBRES INFÉRIEURS	45
A. Méthode clinique	45
B. Méthodes radiologiques	47
C. Méthode échographique	48
D. Méthodes 3D	49
E. Méthode stéréoradiographique	50
F. Conclusion intermédiaire	51
3. EXPLORATION MUSCULAIRE	53
A. Intérêts de la géométrie musculaire personnalisée chez l'IMC	53
B. Méthodes utilisées	56
C. Conclusion intermédiaire	58
 <b>CHAPITRE III : SYNTHÈSE BIBLIOGRAPHIQUE ET OBJECTIFS DE LA THÈSE</b>	 <b>59</b>
 <b><u>DEUXIÈME PARTIE : TRAVAIL PERSONNEL</u></b>	 <b><u>61</u></b>
 <b>CHAPITRE I : ANALYSE DE LA MARCHÉ CHEZ L'ENFANT INFIRME MOTEUR CÉRÉBRAL</b>	 <b>63</b>
1. BASE DE DONNÉES DE SUJETS SAINS ET INCERTITUDES DE MESURES	64
A. Matériels et Méthodes	64
B. Résultats	67
C. Discussion	72
2. EXAMEN DE LA MARCHÉ CHEZ LES PATIENTS IMC	75
A. Visualisation et interprétation des résultats	75
B. Matériels et méthodes	76
C. Résultats	77
D. Discussion	80
E. Étude de Cas : KN	81
3. CONCLUSION INTERMÉDIAIRE	84
 <b>CHAPITRE II : RECONSTRUCTION 3D DES MEMBRES INFÉRIEURS CHEZ L'ENFANT IMC ET L'ENFANT SAIN</b>	 <b>85</b>
1. FAISABILITÉ ET EXPLOITATION DE LA RECONSTRUCTION 3D CHEZ L'ENFANT SAIN ET IMC À L'AIDE DU SYSTÈME EOS®	86
A. Matériels et Méthodes	86
B. Résultats	90
C. Discussion	94

2. COMBINAISON : RECONSTRUCTION 3D ET ANALYSE DE LA MARCHE	97
A. Matériels et Méthodes	97
B. Résultats	102
C. Discussion	105
D. Etude de cas : KN	107
3. CONCLUSION INTERMEDIAIRE	109
<b>CHAPITRE III : RECONSTRUCTION 3D DES MUSCLES DES MEMBRES INFERIEURS CHEZ L'ENFANT SAIN ET IMC</b>	<b>111</b>
1. FAISABILITE ET EXPLOITATION DE LA RECONSTRUCTION 3D DES MUSCLES CHEZ L'ENFANT	112
A. Matériels et Méthodes	112
B. Résultats	116
C. Discussion	120
2. RECONSTRUCTION MUSCULAIRE 3D EN POSITION DEBOUT : ETUDE PRELIMINAIRE	122
A. Matériels et Méthodes	122
B. Résultats	125
C. Discussion	127
D. Etude de cas : KN	129
3. CONCLUSION INTERMEDIAIRE	131
<b>CONCLUSION GENERALE</b>	<b>133</b>
<b>PUBLICATIONS</b>	<b>139</b>
<b>INDEX</b>	<b>143</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE</b>	<b>147</b>
<b>ANNEXE</b>	<b>155</b>
<b>ANNEXE 1 : INCERTITUDES DE MESURES</b>	<b>156</b>
<b>ANNEXE 2 : EXAMENS D'ANALYSE DE LA MARCHE DE KN</b>	<b>159</b>



# INTRODUCTION

---

---



L'infirmité motrice d'origine cérébrale est une pathologie résultante d'une lésion cérébrale pré, per ou post natale non évolutive. Elle atteint environ 4/1000 des nouveau-nés. Cette pathologie consiste en un trouble moteur dû à la contraction continue des muscles, appelée spasticité, pouvant s'accompagner d'autres atteintes (visuelle, acoustique, langage, spatialisation).

En l'absence de traitement efficace, la spasticité induit une difficulté d'étirement des muscles pouvant aboutir à des rétractions musculaires qui vont évoluer avec l'âge (déficit fonctionnel de l'unité musculo-tendineuse). Ensuite, des raideurs articulaires et des déformations osseuses vont s'installer, donc des problèmes d'ordres architecturaux (problèmes de torsions intra-osseuses et de modifications de bras de leviers musculaires).

En général, une prise en charge multidisciplinaire est nécessaire pour ces patients (assistance sociale, éducation, orthophonie, ophtalmologie, physiothérapie, orthopédie, neurologie, psychomotricité, ergothérapie, psychologie, ...).

Le but principal de la prise en charge orthopédique est d'améliorer la fonction, et si possible la marche du patient et d'essayer d'interrompre ou de limiter le cercle vicieux de la pathologie de l'Infirmes Moteur Cérébral (IMC).

Une réduction de la spasticité est souhaitable dès le plus jeune âge pour pouvoir intervenir au début du schéma pathologique et éviter les conséquences néfastes sur l'architecture squelettique et la fonction, sinon les réduire ou les retarder. Cette réduction de spasticité est possible grâce à l'injection de toxine botulique dans les muscles.

Plus tard dans l'enfance, des chirurgies musculo-tendineuses visent à gagner en amplitude articulaire, améliorer la capacité de déambulation et éviter les déformations squelettiques. Ceci est possible en pratique clinique grâce à des gestes de transfert des insertions tendineuses des muscles, d'allongements musculaires ou tendineux (en faisant des incisions sur l'enveloppe externe du muscle ou sur le tendon), de ténotomie (en sectionnant le tendon).

A un âge plus avancé, les chirurgies squelettiques sont nécessaires pour pallier aux problèmes de torsions fémorales et tibiales et des déformations du pied grâce à des ostéotomies (qui consistent à sectionner l'os, à corriger sa torsion puis le fixer).

Dans ce contexte, une analyse quantitative de la marche combinée à la quantification de l'architecture osseuse et de la géométrie fonctionnelle des muscles doit permettre d'objectiver et de mieux cibler les traitements orthopédiques.

Les études les plus récentes sur le suivi orthopédique de l'IMC montrent la nécessité d'une approche globale et complète des membres inférieurs. Un problème dans une articulation entraîne des complications dans les articulations sus et sous jacentes ainsi que des phénomènes de compensations. Les troubles observés dans cette pathologie mènent souvent à une confusion entre troubles primaires et troubles secondaires.

L'objectif principal de cette thèse est donc de mener une approche globale, tridimensionnelle et personnalisée des membres inférieurs chez l'enfant IMC.

La première partie de cette thèse portera sur une analyse du contexte clinique suivie d'une revue de littérature qui permettra de définir plus précisément les objectifs.

En deuxième partie, le travail personnel portera sur trois thématiques.

Le premier chapitre traitera de l'analyse de la marche chez les enfants sains et IMC. Ceci nous permettra de décrire la marche normale chez l'enfant et de comprendre les causes reliées à la marche pathologique.

Le deuxième chapitre portera sur la reconstruction tridimensionnelle personnalisée des membres inférieurs en position debout chez l'enfant sain et IMC à partir de la stéréoradiographie. Cette modélisation permettra une quantification de l'architecture squelettique, élément essentiel dans la posture et la marche humaine.

Le dernier chapitre portera sur la reconstruction 3D personnalisée des muscles, les actionneurs du mouvement, à partir de l'IRM. Des paramètres géométriques des muscles, en relation avec le mouvement et la force qu'ils peuvent produire, seront calculés.

Une application clinique sera discutée dans chaque volet à travers un même cas tout au long de ce mémoire.

Enfin, l'ensemble des résultats sera synthétisé et les perspectives de ce travail seront abordées.

**Première Partie : Contexte Clinique et  
Analyse Bibliographique**



## Chapitre I : Contexte Clinique

### 1. Anatomie des Membres Inférieurs

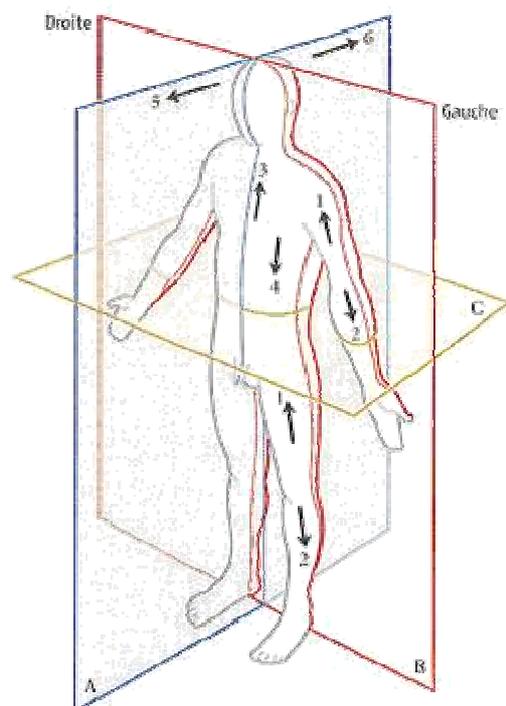
#### A. Plans de Références Anatomiques

L'étude du corps humain se fait en fonction des trois plans fondamentaux de l'espace :

- a- le plan sagittal : vertical orienté dans le sens antéro-postérieur (A)
- b- le plan frontal : vertical perpendiculaire au plan sagittal (B)
- c- le plan horizontal : perpendiculaire au deux premiers et coupe transversalement le corps (C).

Nous pouvons définir également les termes de localisation pour situer un élément anatomique par rapport à un autre : proximal (1), distal (2), crânial (3), caudal (4), antérieur (5) et postérieur (6) (Figure 1).

Une partie du corps est interne lorsqu'elle regarde l'intérieur d'une cavité ou d'un viscère. Une partie est externe lorsqu'elle regarde l'extérieur d'une cavité ou d'un viscère. Un élément est médial lorsqu'il est situé plus près du plan sagittal médian. Il est dit latéral dans le cas contraire (Kamina 2006).



**Figure 1- Références Anatomiques (Kamina 2006)**

## B. Ostéologie du Membre Inférieur

### B.1. Le Bassin ou la Ceinture Pelvienne

Le membre inférieur chez l'homme est destiné à la locomotion. Il doit à la fois, par sa robustesse supporter le poids du corps et le transmettre au sol, tout en gardant une souplesse et une mobilité nécessaires à la déambulation. Ce conflit entre solidité et mobilité est rencontré à chaque étage du membre inférieur. Le bassin, nommé aussi ceinture pelvienne (Figure 2), assure la liaison entre la colonne vertébrale et les deux membres inférieurs. (Chevallier 2002)

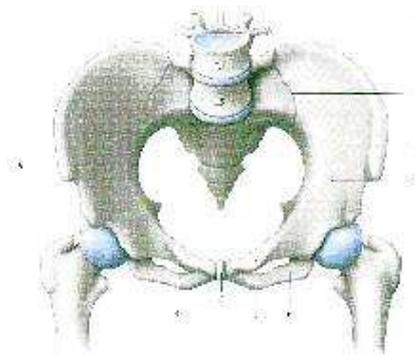


Figure 2- La Ceinture Pelvienne (Kamina 2006)

### B.2. La Hanche

C'est l'articulation proximale du membre inférieur (Figure 3) : elle a pour fonction d'orienter les membres inférieurs dans toutes les directions de l'espace. C'est pourquoi elle possède trois axes et trois degrés de liberté. L'articulation de la hanche est une énarthrose très emboîtée, solide et mobile. Ces caractéristiques sont conditionnées par la fonction de support du poids du corps et de locomotion assumée par le membre inférieur (Kapandji 2002).

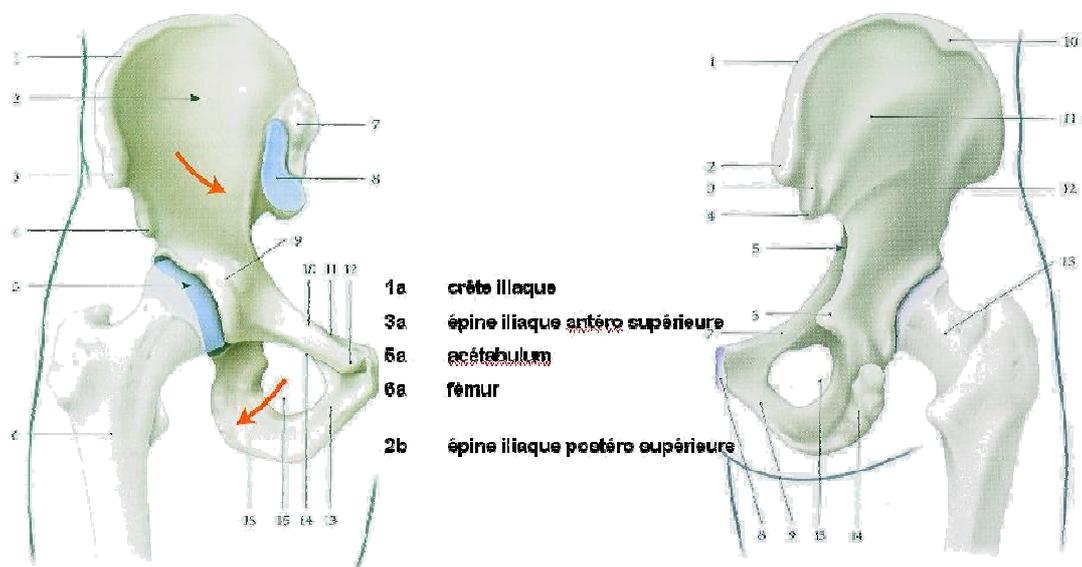


Figure 3-Hanche et Repères anatomiques : a) vue antérieure, b) vue postérieure (Kamina 2006)

### B.3. Le Fémur

Le fémur fait la liaison entre la hanche et le genou (Figure 4). C'est le plus grand os long du corps. Son extrémité supérieure comprend la tête fémorale articulée avec l'acétabulum du bassin. Son extrémité inférieure comprend les condyles appartenant au genou. Le col relie la tête au corps du fémur et fait avec lui un angle moyen de  $130^\circ$  (Chevallier 2002).

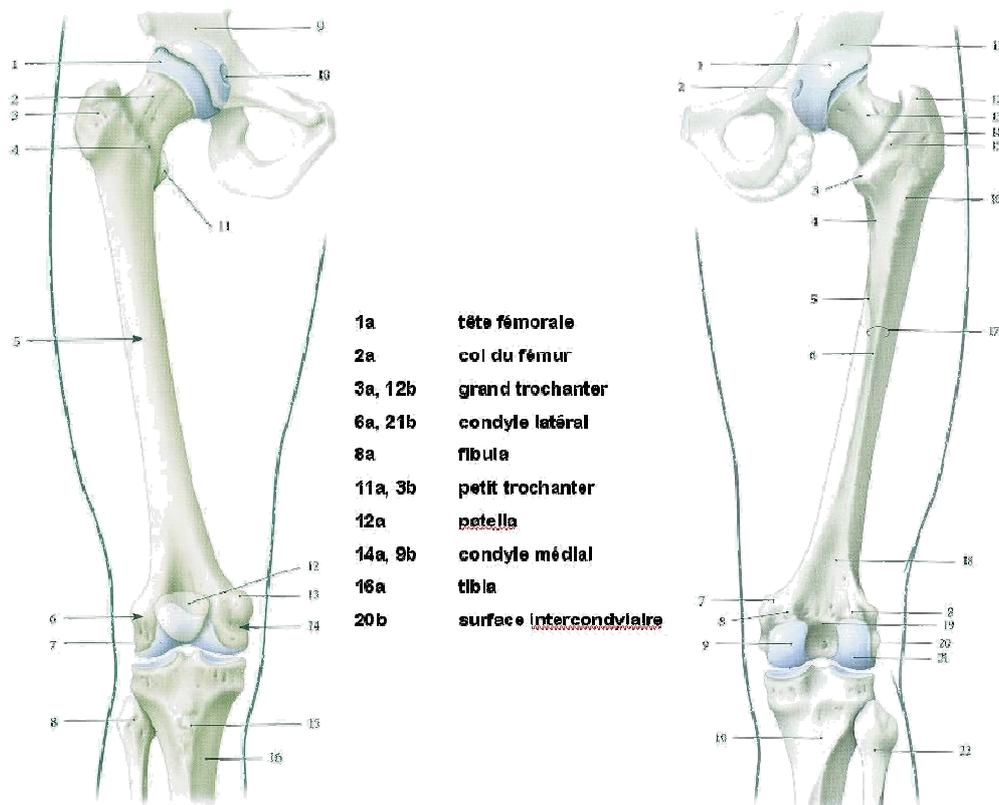


Figure 4- Membre inférieur partie proximale. Hanche-Fémur-Genou : a) vue antérieure, b) vue postérieure (Kamina 2006)

### B.4. Le Genou

Le genou est l'articulation intermédiaire du membre inférieur reliant le fémur au tibia. C'est principalement une articulation à un degré de liberté (flexion-extension) qui lui permet de rapprocher ou d'éloigner l'extrémité du membre de sa partie proximale, ou bien, de contrôler la distance du corps par rapport au sol. Il est intéressant de signaler que le genou travaille essentiellement en compression, sous l'action de la pesanteur. Accessoirement, cette articulation comporte un deuxième degré de liberté : la rotation autour de l'axe vertical de la jambe n'est possible que lorsque le genou est en flexion.

Cette articulation trochléenne doit répondre à deux impératifs contradictoires qui apparaissent surtout durant la marche :

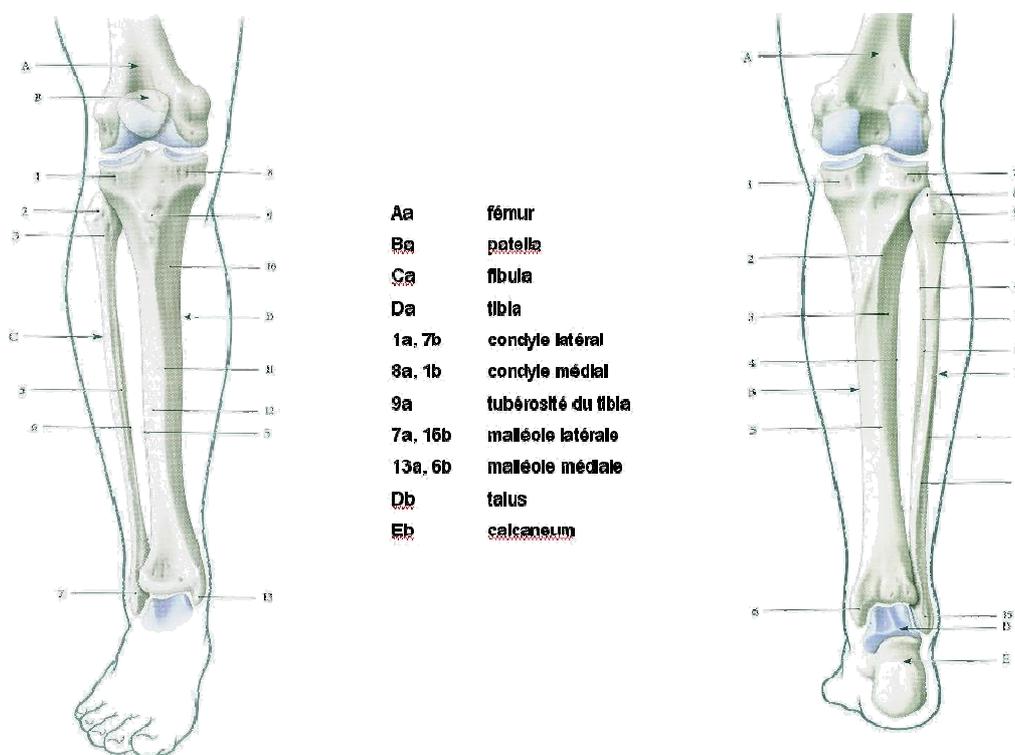
- Posséder une grande stabilité en extension complète, position dans laquelle le genou subit d'importants efforts dus au poids du corps et à la longueur des bras de leviers élément essentiel pour la marche (voir plus loin) ;

- Acquérir une grande mobilité à partir d'un certain angle de flexion. Chose primordiale durant le passage du membre dans l'exercice de marche ou de course.

Par conséquent, le genou est doté de dispositifs mécaniques et architecturaux ingénieux cependant de faible emboîtement de surfaces pour permettre la grande mobilité. (Kapandji 2002)

## B.5. Le Tibia

Il constitue avec la fibula les deux os de la jambe (Figure 5). Les deux os sont reliés en proximal sous le genou et en distal au niveau de la cheville par des tibio-fibulaires. L'épiphyse proximale du tibia est formée par les plateaux tibiaux en forme de chapiteau et appartient au genou. L'épiphyse distale participe à la cheville et forme en médial la malléole médiale. La malléole latérale quant à elle est formée par l'extrémité distale de la fibula. (Chevallier 2002)



**Figure 5- Membre inférieur partie distale. Genou –Tibia-Cheville : a) vue antérieure, b) vue postérieure (Kamina 2006)**

## B.6. La Cheville

L'articulation de la cheville (Figure 6), ou tibio-tarsienne, est une trochléenne avec un seul degré de liberté. Elle conditionne les mouvements de la jambe par rapport au pied dans le plan sagittal.

C'est une articulation très emboîtée, qui subit des contraintes extrêmement importantes. En appui monopodal, elle supporte la totalité du poids du corps encore augmenté par l'énergie cinétique lorsque le pied prend contact avec le sol lors de la marche.

L'articulation tibio-tarsienne est l'articulation la plus importante du complexe articulaire de l'arrière-pied. Ce dernier, aidé par la mobilité du genou et de la hanche, réalise l'équivalent d'une seule articulation à trois degrés de liberté qui permet d'orienter la voûte plantaire dans toutes les directions pour l'adapter aux accidents du terrain (Kapandji 2002).

## B.7. Le Pied

Le pied humain (Figure 6) a la particularité de reposer au sol par trois arches autour de trois piliers : la tubérosité du calcaneus, la tête des premier et cinquième métatarsiens. Cette voûte permet une répartition des charges et un amortissement à la marche grâce aux ligaments et muscles qui soutiennent chaque arche.

Les articulations du pied sont nombreuses et complexes. Elles mettent en rapport les os du tarse entre eux et avec ceux du métatarse : talo-calcaneenne, médio-tarsienne, tarso-métatarsienne, naviculo-cuboïdienne et naviculo-cunéennes. Ces articulations ont un double rôle :

- Orienter le pied dans le plan sagittal pour présenter correctement la plante du pied par rapport au sol (quelle que soit la position de la jambe et l'inclinaison du terrain)
- Modifier la forme et la courbure de la voûte pour adapter le pied aux inégalités du terrain et aussi créer, entre le sol et la jambe transmettant le poids du corps, un système d'amortissement donnant au pas élasticité et souplesse.

Notons que l'articulation métatarso-phalangienne du gros orteil joue un rôle essentiel dans le déroulement du pas (Chevallier 2002; Kapandji 2002).

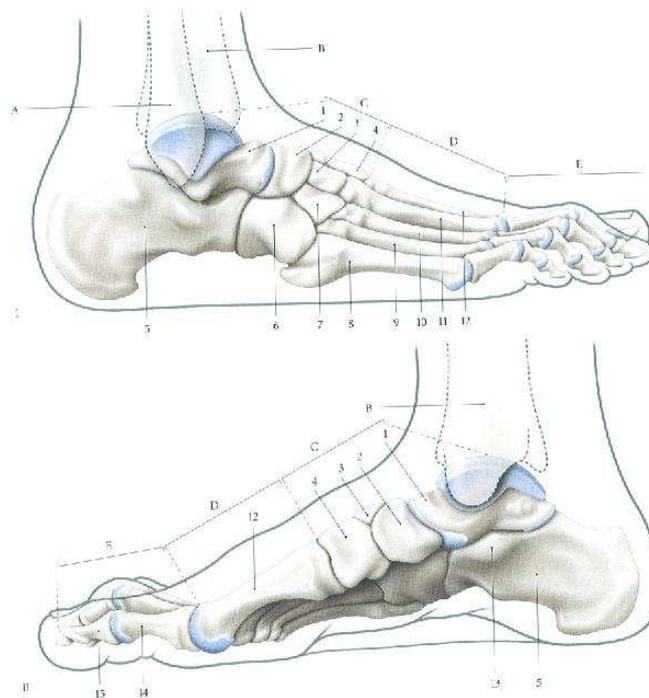


Figure 6- Cheville et Pied: I) vue latérale, II) vue médiale (Kamina 2006)

## C. Arthrologie et Myologie du Membre Inférieur

Les mouvements articulaires et muscles développés dans cette partie ne décrivent pas toute l'arthrologie et la myologie du membre inférieur. Seront traités essentiellement les éléments qui entrent en jeu durant la marche (Chevallier 2002; Kamina 2006).

### C.1. Le Bassin

#### a) Antéversion-Rétroversion : plan sagittal

Un bassin est dit en antéversion quand il bascule vers l'avant. Les muscles responsables de l'antéversion sont l'ilio-psoas, le droit fémoral (ou rectus femoris) et le tenseur du fascia-lata.

Le bassin est en rétroversion quand il bascule vers l'arrière. Les muscles mis en jeu sont le grand fessier, moyen fessier, les ischio-jambiers (semi-tendineux, semi-membraneux, biceps fémoral) ainsi que les muscles de la paroi abdominale.

#### b) Inclinaison latérale : plan frontal

Le bassin s'incline vers le bas d'un côté et vers le haut du côté opposé. Les muscles permettant l'inclinaison du bassin sont le moyen fessier, le petit fessier et les muscles carré des lombes et abdominaux.

#### c) Rotation médiale et latérale : plan horizontal

Le bassin est en rotation interne ou médiale d'un côté et externe ou latérale du côté opposé.

### C.2. La Hanche

#### a) Flexion-Extension : plan sagittal

Durant un mouvement de flexion de hanche, la cuisse s'approche du corps (Figure 7). Les principaux muscles fléchisseurs sont l'ilio-psoas, tenseur du fascia-lata, sartorius, droit fémoral et adducteurs (accessoirement).

En extension de hanche, la cuisse s'éloigne du corps. Les muscles extenseurs sont le grand fessier, biceps fémoral, semi-membraneux et semi-tendineux.

#### b) Abduction-Adduction : plan frontal

Durant l'abduction, le membre inférieur part en latéral (Figure 7). Les muscles abducteurs sont le moyen fessier, petit fessier et tenseur du fascia-lata.

Durant l'adduction, le membre inférieur part en médial. Les muscles adducteurs sont les muscles long, petit et grand adducteur (avec la participation également du pectiné).

#### c) Rotations latérale et médiale : plan horizontal

C'est lorsque la pointe du pied se porte latéralement ou médialement (Figure 7). Les muscles rotateurs latéraux sont le piriforme, obturateurs, carré fémoral, grand fessier, adducteur et ilio-psoas.

Les rotateurs médiaux sont les muscles moyen, petit fessier et gracilis.

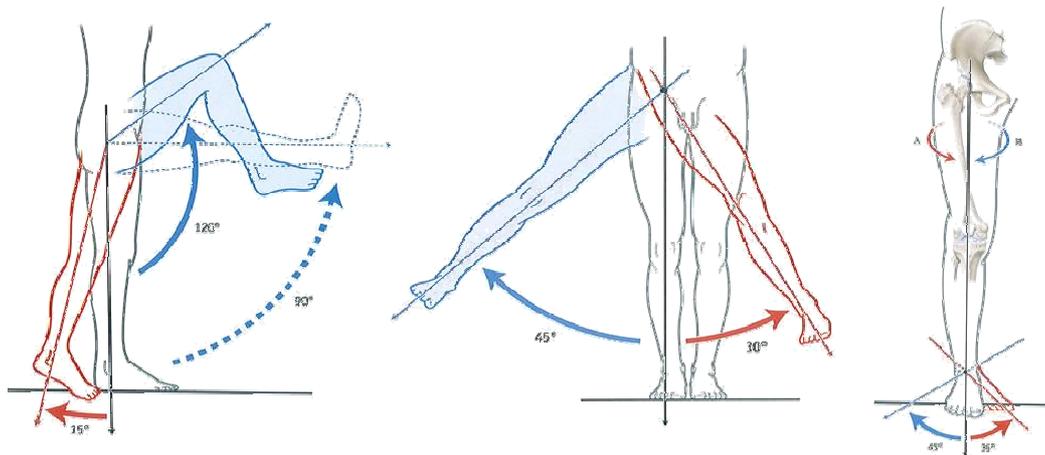


Figure 7 - Mouvements de la Hanche (Kamina 2006)

### C.3. Le Genou

#### a) Flexion-Extension : plan sagittal

Durant la flexion du genou, la jambe s'approche de la cuisse (Figure 8). Les fléchisseurs du genou sont les muscles biceps fémoral, semi-tendineux, semi-membraneux et gracile.

L'extension du genou n'a pas la même amplitude que la flexion et fait entrer en jeu les extenseurs du genou, principalement le quadriceps fémoral.

#### b) Rotation médiale et latérale : plan horizontal

Les mouvements de rotation axiale du genou n'apparaissent qu'en flexion (Figure 8). Les rotateurs médiaux sont les muscles poplité et semi-tendineux assistés du sartorius et du gracile.

Le rotateur latéral est le muscle biceps fémoral.

Les autres mouvements sont faibles et ne peuvent s'observer qu'en genou fléchi.

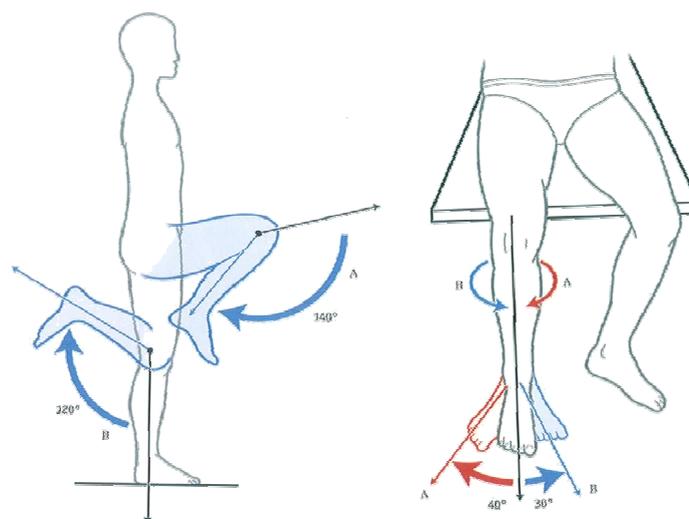


Figure 8- Mouvements du genou (Kamina 2006)

## C.4. La Cheville et le Pied

### a) Flexion-Extension : plan sagittal

La flexion de cheville ou également flexion dorsale, rapproche le dos du pied de la face antérieure de la jambe (Figure 9). Les muscles fléchisseurs sont le tibial antérieur, long extenseur des orteils, long extenseur de l'hallux et le troisième fibulaire.

L'extension de la cheville ou flexion plantaire éloigne le dos du pied de la jambe. L'extenseur de cheville le plus puissant est le muscle triceps. Lorsque la jambe est fléchie, seul le soléaire est actif.

### b) Abduction-Adduction : plan frontal

Notons que les mouvements d'abduction adduction de la cheville sont très minimes, mais existent plutôt dans le pied.

L'abduction du pied porte la pointe du pied latéralement, l'adduction la porte médialement (Figure 9). Les principaux muscles adducteurs sont le tibial antérieur et le tibial postérieur.

### c) Rotation médiale et latérale : plan horizontal

La rotation médiale (latérale) oriente la plante du pied médialement (latéralement) (Figure 9). Les rotateurs médiaux sont principalement le tibial antérieur et le tibial postérieur.

### d) Inversion et Eversion : plans horizontal et frontal

L'inversion du pied associe la rotation médiale et l'adduction (Figure 9). Dans ce mouvement, la plante du pied regarde médialement et le bord médial du pied se soulève. Notons qu'une fixation du pied dans cette position est dénommée pied varus. C'est un pied bot varus équin si le pied est aussi en extension.

L'éversion associe la rotation latérale et l'abduction (Figure 9). Au cours de ce mouvement, la plante du pied regarde latéralement. Une fixation du pied dans cette position est dénommée pied valgus. On parle d'un pied bot talus valgus lorsque le pied est également en flexion.

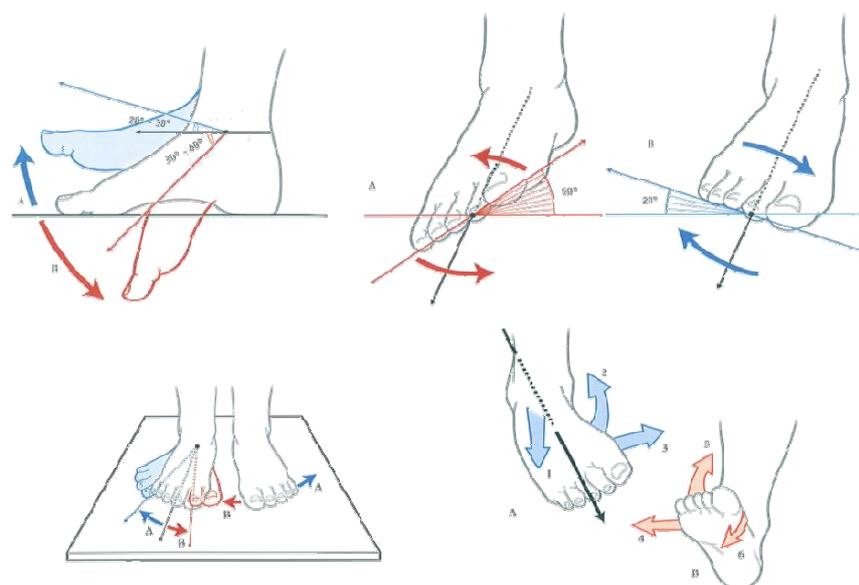


Figure 9- Mouvements du pied (Kamina 2006)

## C.5. Les Muscles et leurs insertions

Les rôles des muscles durant les mouvements articulaires développés plus haut peuvent être expliqués par les trajectoires musculaires entre l'origine et la terminaison de chacun des muscles sur les différents os des membres inférieurs. Ces différentes insertions (origines et terminaisons) sont exposées pour les muscles de la cuisse (Figure 10) et de la jambe (Figure 11).

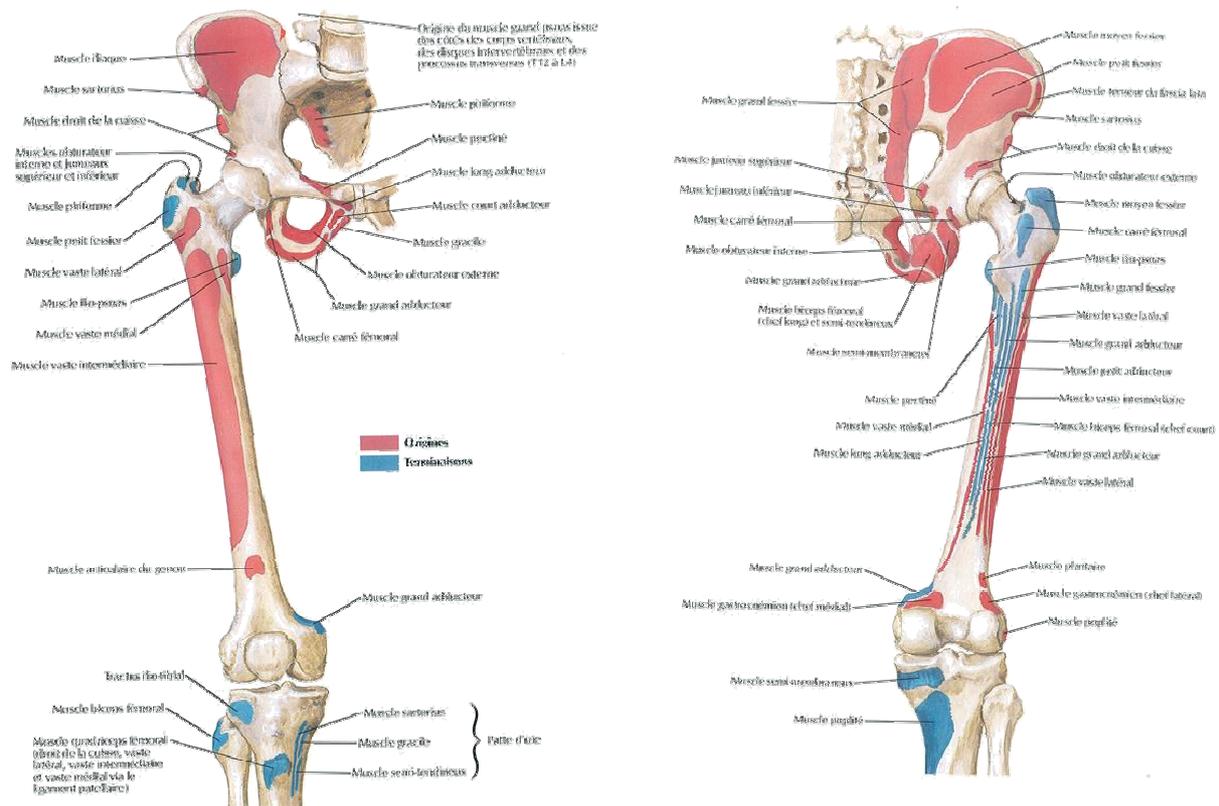


Figure 10- Insertions musculaires des muscles de la cuisse: a) vue de face, b) vue de profil (Netter 2002)

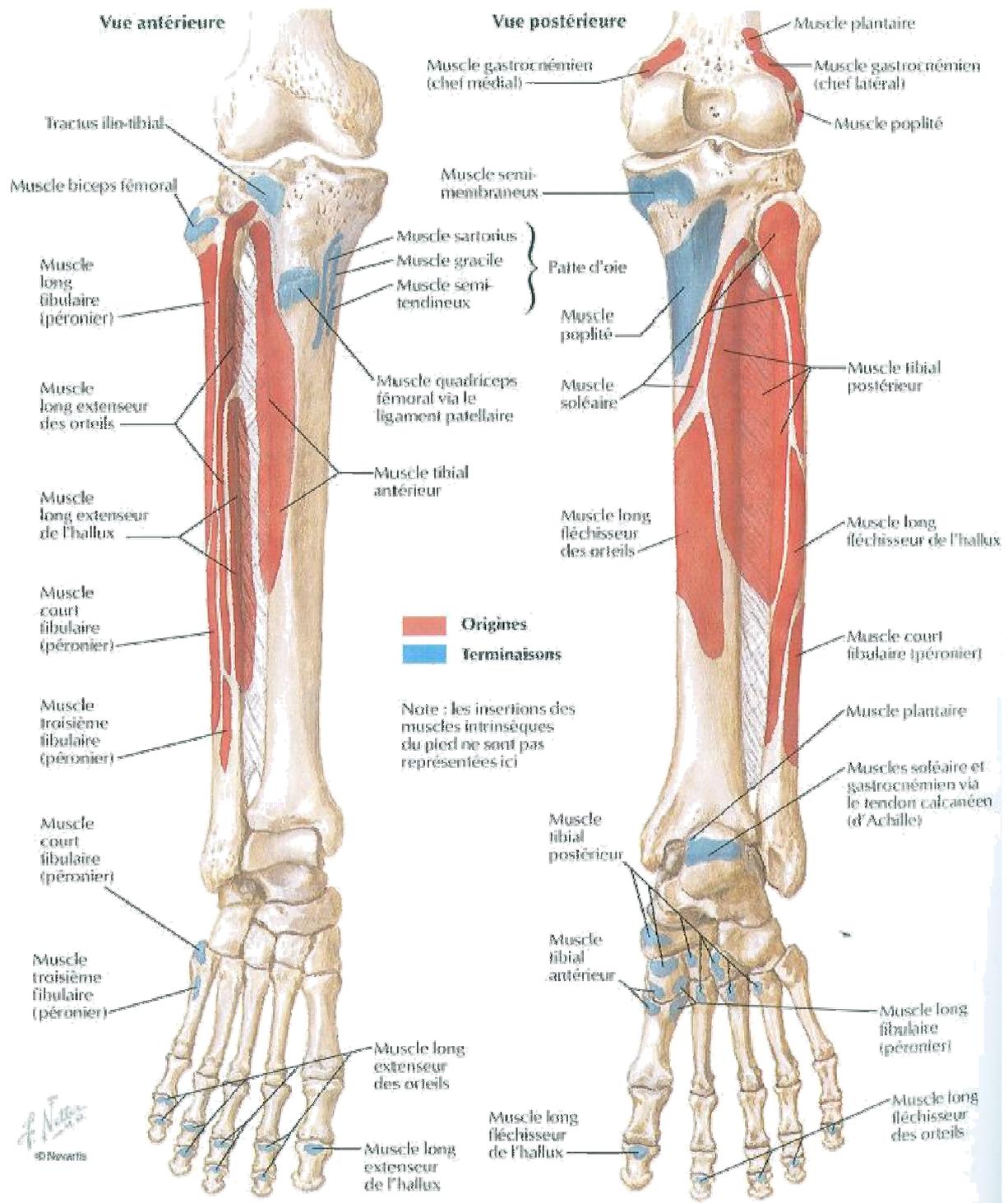


Figure 11- Insertions musculaires des muscles de la jambe: a) vue de face, b) vue de profil (Netter 2002)

## 2. La Marche Humaine

Le phénomène de la marche s'effectue par un déplacement latéral du centre de gravité du corps vers un pied, ce qui permet à l'autre de se soulever. Le centre de gravité se déplace ensuite en avant, permettant au corps de se porter sur le pied avancé. Enfin la contraction est distribuée aux muscles posturaux pour rétablir l'équilibre (Viel 2000).

Les éléments essentiels d'une marche normale sont : le système de contrôle neuromoteur, les « actionneurs » du mouvement qui sont les muscles, les composantes du squelette et l'énergie fournie par le système métabolique (Gage 2007).

Nous décrirons dans cette partie le cycle de marche et ses caractéristiques dans le cas non pathologique, pour terminer sur la quantification de la marche.

### A. Le cycle de marche et ses composantes

Le cycle de marche, en anglais « gait cycle », est défini au moment où le talon se pose au sol jusqu'à la deuxième pose du même talon (Figure 12). Nous analyserons un seul membre, le deuxième membre (dit controlatéral) effectue le même cycle mais décalé dans le temps par rapport au membre étudié. Pour faciliter la définition des différents mouvements dans un cycle de marche, une certaine nomenclature est utilisée.

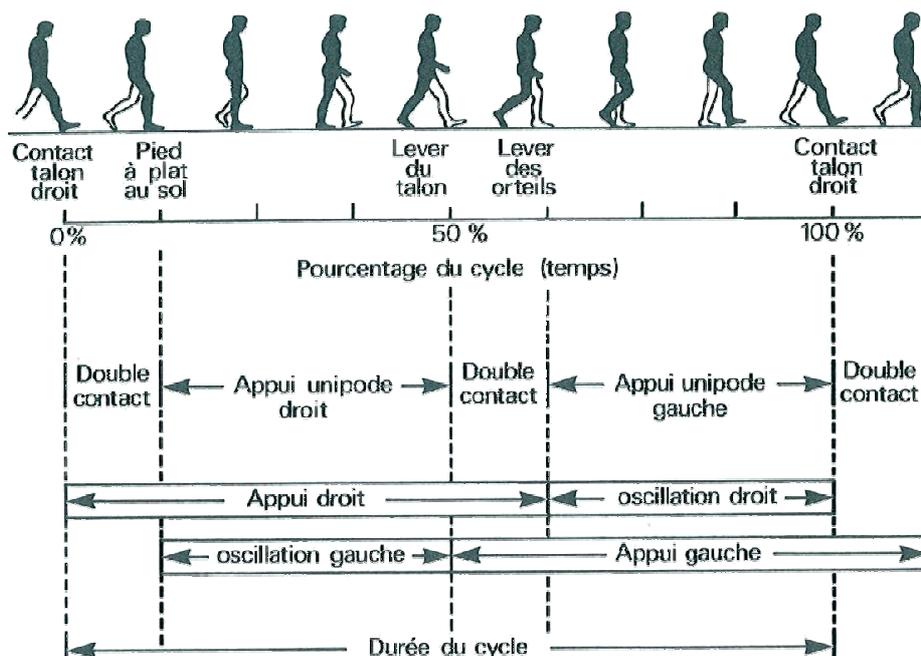


Figure 12 - Les différentes phases du cycle de marche (Viel 2000)

La pose du talon sur le sol est appelée contact initial (CI). La durée durant laquelle le pied est en contact avec le sol est appelée phase d'appui (PA), elle constitue environ 60% du cycle de marche. La phase oscillante (PO) commence depuis le décollage du pied du sol pour se porter vers l'avant et jusqu'à la pose du talon et elle constitue les 40% restant du cycle de marche.

Une chronométrie d'action, ou « timing », existe entre les différents muscles des membres inférieurs responsables de la marche. L'activité musculaire peut être enregistrée par un électromyographe (EMG) dynamique.

Voici le timing des principaux muscles de la marche durant un cycle (Figure 13).

Fessiers	■								■
Adducteurs			■					■	
Droit femoral	■				■				■
Ischio-jambiers	■								■
Tibial antérieur	■				■				
Triceps			■						
	CI	RC	DA	MA	PPO	DPO	MPO	FPO	CI
	Phase d'Appui					Phase Oscillante			

**Figure 13- Timing des muscles durant un cycle de marche (Viel 2000)**

De très nombreuses études en littérature (Sutherland & coll. 1980; Winter 1980; Viel 2000; Gage 2007) ont permis de dégager un consensus sur les principales caractéristiques des différentes composantes du cycle de marche saine, de point de vue déplacement des segments osseux et actions musculaires, que nous présenterons brièvement :

### A.1. La Phase d'appui

#### *Contact initial (appui bipodal)*

La pose du talon au sol. L'évènement instantané par lequel débute le cycle de marche.

#### *Réponse à la charge (appui bipodal)*

Le pied déroule sur le sol et le sujet transmet son poids au sol. Durant cette phase, le but est l'absorption des chocs. Cette phase fait intervenir les muscles excentriques au niveau de la cheville et du genou.

#### *Milieu d'appui (appui monopodal)*

A ce moment le membre controlatéral a décollé du sol et effectue son avancement. Le but de cette phase est d'assurer une stabilité extrinsèque du genou, donc de soulager le quadriceps et alléger la tâche de marche. On parle alors du couple Flexion plantaire/extension du genou, appelé en anglais « PF/KE couple ». Les muscles de la cuisse ne travaillent pas grâce à l'effet d'un moment d'extension au genou.

### *Fin d'appui (appui monopodal)*

Son but est d'engendrer l'accélération. Elle combine l'action des gastrocnémiens qui est concentrique avec le soléaire qui lui génère quasiment la moitié de la force totale de propulsion.

### *Pré-oscillante (appui bipodal)*

Le membre controlatéral a atterri au sol, on est en appui bipodal. Durant cette phase, le transfert de poids passe au côté latéral du corps, et débloque le membre en appui pour le préparer au décollage du sol. Le travail principal de l'ilio-psoas et du droit fémoral s'effectue dans cette phase. Notons que le travail du droit fémoral à cet instant permet le transfert d'énergie du genou à la hanche, permettant ainsi la flexion du genou pour pouvoir passer le pas.

## **A.2. La phase oscillante**

La phase oscillante constitue l'avancement du membre considéré. Le membre inférieur controlatéral (qui est en appui) durant cette phase travaille en pendule inversé. La hanche, le genou et la cheville du membre en oscillation doivent suffisamment fléchir pour assurer un dégagement du pied. La durée de la phase d'oscillation varie selon la cadence. Les muscles doivent engendrer une puissance favorable pour porter le membre en oscillation.

### *Début de phase oscillante*

Les orteils quittent le sol. Le droit fémoral est en activité afin de fléchir la hanche et stabiliser le genou. Une flexion de cheville suffisante est nécessaire pour dégager les orteils en flexion plantaire. La flexion de genou est augmentée pour raccourcir le membre inférieur.

### *Milieu de phase oscillante*

C'est une période de « latence » entre le début et la fin de la phase oscillante : pas de muscles actifs au niveau du genou.

### *Fin de phase oscillante*

Le pied doit s'apprêter à atterrir. Le genou revient en arrière dans un mouvement d'extension. Les ischio-jambiers contribuent à la décélération.

## **B. Caractéristiques de la marche normale**

A partir des différentes phases d'un cycle de marche et des éléments musculo-squelettiques qui rentrent en jeu, voici les caractéristiques, ou les prérequis, d'une marche normale, classés par ordre de priorité (Penneçot 2002; Gage 2007) qui permettront de juger une marche saine ou pathologique :

- Stabilité en phase d'appui
- Dégagement en phase oscillante

- Pré positionnement du pied en fin de phase oscillante
- Longueur de pas adéquate
- Conservation d'énergie

## C. Quantification de la Marche

Les différents mouvements décrits par les membres inférieurs durant la marche peuvent être quantifiés pour être étudiés cliniquement (Davids 2006). Plusieurs techniques sont possibles, la plus utilisée en clinique est la méthode optoélectronique (Cappozzo & coll. 2005).

### C.1. Techniques et données

Des caméras infrarouges émettrices réceptrices d'infrarouge reconnaissent les coordonnées en 3D de marqueurs réfléchissant à une fréquence élevée (de 60 à 240 Hz). Le sujet marchant est équipé de marqueurs positionnés sur des points anatomiques de chacun des segments du squelette. Deux caméras au moins sont nécessaires pour effectuer la reconnaissance de l'emplacement du marqueur dans l'espace (Viel 2000).

Trois marqueurs au moins sont nécessaires pour accorder un repère pour chaque segment squelettique défini dans un repère global à chaque instant (Cappozzo & coll. 2005). Ainsi, on peut calculer les angles décrits par chaque articulation en calculant les matrices de passage entre un segment et le segment adjacent. Cette étude cinématique permet l'obtention des angles articulaires (tronc, bassin, hanches, genoux, chevilles et pieds dans le cas de l'analyse de la marche) du mouvement dans chaque plan de l'espace (frontal, sagittal, horizontal). De la sorte, on connaît très bien les « corridors » de normalité de la marche non pathologique (Figure 14).

Des plateformes d'efforts au sol permettent d'enregistrer les réactions d'appui au sol du pied gauche et droit durant la marche du sujet. Les forces et les moments sont ainsi calculés durant toute la phase d'appui du pied au sol. A partir de ces données, les moments articulaires sont calculables par des méthodes de dynamique inverse faisant intervenir l'inertie des segments squelettiques.

Un électromyographe dynamique permet l'enregistrement des activités musculaires durant la marche grâce à des électrodes surfaciques placées sur les muscles.

Deux caméras vidéo enregistrent la marche du sujet dans un plan frontal et un plan sagittal simultanément. Une troisième caméra peut être utilisée dans le plan horizontal.

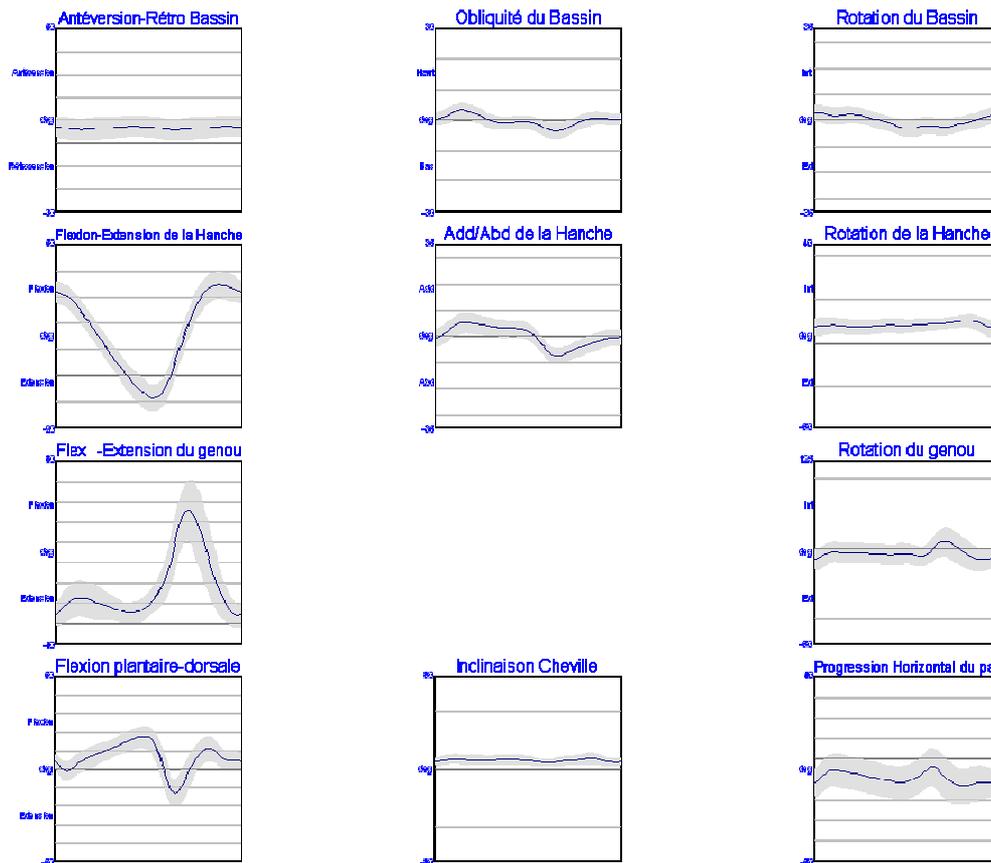


Figure 14- Cinématique de la marche non pathologique (Polygone®)

## C.2. Limites

Pour étudier la cinématique, il faut spécifier un protocole, c'est-à-dire choisir l'emplacement des marqueurs et la définition des axes et des repères segmentaires. Dans un deuxième temps, il faut choisir la séquence d'axes et la méthode (position angulaire ou déplacement angulaire) pour calculer les angles articulaires dans chaque plan : frontal, sagittal et horizontal.

Plusieurs études et discussions existent dans la littérature sur le bruit de mesure, les artefacts et l'incertitude sur les angles et les paramètres obtenus (Chiari & coll. 2005; Della Croce & coll. 2005; Leardini & coll. 2005). Ces sujets restent essentiels pour l'ingénieur et pour le clinicien puisque les paramètres issus de l'analyse quantifiée de la marche sont utilisés comme outil de diagnostic des troubles de la marche et donc un élément essentiel dans l'arbre décisionnel de la prise en charge thérapeutique des patients. Ces volets seront détaillés dans les parties suivantes.

### 3. L'infirmité Motrice Cérébrale

---

---

#### A. Définition

L'infirmité motrice cérébrale (Cerebral Palsy en anglais) est la conséquence d'une lésion cérébrale pré, per ou post natale non évolutive (Penneçot 2002). Elle atteint environ 4/1000 des nouveau-nés. Dans les causes prénatales on peut retrouver les accidents vasculaires cérébraux, les malformations cérébrales ou une infection du fœtus (Leroy-Malherbe 2002). Dans les causes néonatales, on retrouve la prématurité, un ictère (ou jaunisse) ou un traumatisme obstétrical. Parmi les causes postnatales, peuvent exister une infection (méningite), un traumatisme cérébral, un traitement de tumeur ou une maladie métabolique.

L'infirmité motrice cérébrale consiste en un trouble moteur pouvant s'accompagner d'atteintes sensorielles (visuelles ou acoustiques) et d'atteintes des fonctions supérieures (langage, spatialisation).

Les troubles moteurs sont souvent dus à la spasticité musculaire : perte de signal d'inhibition véhiculé du cerveau au muscle entraînant des réflexes d'étirement exagérés. Ces troubles moteurs sont complexes, associant difficultés à commander le mouvement, à l'organiser et à le contrôler, faiblesse musculaire et raideur.

Les anomalies musculo-squelettiques chez l'IMC suivent un schéma historique connu :

*Spasticité → rétraction musculaire (active puis passive) → perte d'amplitude de mouvement articulaire → Déformations osseuses*

#### B. Les tableaux cliniques de l'IMC

Ils sont établis selon la topographie des déficiences motrices.

##### ***Monoplégie :***

Atteint un seul membre, le bras plus fréquemment que la jambe.

##### ***Hémiplégie cérébrale infantile :***

Un seul côté du corps (hémicorps) est atteint. L'atteinte prédomine souvent au membre supérieur (attitude en flexion du coude et du poignet, pronation de la main). Quatre types d'hémiplégie existent classifiés par ordre croissant de sévérité (Winters & coll. 1987) :

*Type I :* Pied en équin (le talon ne touche pas le sol) en phase oscillante entraînant des problèmes de propulsion du pied.

*Type II* : Pied en équin dans les deux phases de marche entraînant un problème secondaire qui est l'hyperextension du genou

*Type III* : Problèmes au niveau du genou liés à la spasticité du droit fémoral et des ischio-jambiers

*Type IV* : Problèmes au niveau de la hanche liés à la spasticité du psoas et des adducteurs entraînant une rotation interne de hanche

### ***Diplégie spastique ou maladie de Little :***

Tout le corps est atteint, les membres inférieurs étant plus touchés que les membres supérieurs. L'atteinte motrice est caractérisée par des membres inférieurs en adduction-rotation interne des cuisses, flexion des genoux et des hanches, équins des pieds lors de la mise en station debout. L'atteinte des membres supérieurs est limitée et se manifeste par un léger tremblement, une maladresse.

### ***Triplégie :***

Touche tout le corps, prédominant aux deux membres inférieurs et un membre supérieur.

### ***Quadriplégie :***

L'atteinte touche tout le corps. Le trouble est donc massif et associe une insuffisance posturale du tronc, un contrôle de la tête souvent faible et une raideur des membres.

## **C. Profils de marche communs chez l'IMC**

La quantification de la marche a permis de définir les différents profils de marche pour les pathologies les plus communes chez l'IMC. Nous présenterons un aperçu global des caractéristiques de chacun de ces profils (Sutherland & coll. 1993; Novachek 2007) :

### **C.1. La marche en triple flexion ou « Crouch gait »**

On parle d'un crouch gait lorsqu'il y a manque d'extension de genou en fin de phase oscillante, accompagné d'une flexion importante du genou au contact initial, milieu d'appui et fin d'appui. On retrouve également une augmentation de l'amplitude de mouvement du bassin en anté-rétroversion, une diminution dans l'amplitude de flexion-extension de la hanche ainsi qu'une légère dorsiflexion de la cheville (Schwartz 2007).

Les causes majeures sont :

- faiblesse des muscles extenseurs de la cheville
- rétraction capsulaire postérieure du genou et des ischio-jambiers
- inefficacité du droit fémoral
- rétraction des fléchisseurs de hanche
- faiblesse des extenseurs de hanche
- problèmes de bras de levier / torsion tibiale, déformations probables du pied

## **C.2. La marche en genou raide ou « Stiff knee gait »**

Ses caractéristiques sont les suivantes (Gage & coll. 1987; Sutherland & coll. 1993) :

- diminution de la flexion du genou en phase oscillante
- retard de la flexion du genou en phase oscillante
- diminution de l'amplitude de flexion-extension du genou
- activité prolongée du droit fémoral en phase oscillante

Du fait du manque de flexion du genou en phase oscillante, le membre inférieur n'est pas suffisamment raccourci pour permettre le dégagement et l'avancement du pied. Ceci est compensé par une circumduction de hanche (Gage 1991). Parmi les causes primaires de la marche en genou raide sont la spasticité du muscle droit fémoral (Gage & coll. 1987) et la faiblesse des fléchisseurs de hanche ou l'activité mal appropriée des ischio-jambiers (Kerrigan & coll. 2001) .

## **C.3. La marche en hyperextension du genou**

Le genou est en extension exagérée durant toute la phase d'appui. Il compense souvent un équin irréductible de la cheville.

## **C.4. La marche en saut ou « Jump gait »**

C'est le trouble de flexion de genou à l'attaque du pas. L'extension en milieu de phase oscillante reste normale.

La plupart des classifications d'IMC analysent uniquement le plan sagittal. Une étude sur la classification des enfants IMC à partir de l'analyse de la marche menée récemment (Dobson & coll. 2007) a montré qu'il n'existe pas une seule classification qui décrive toutes les déviations de la marche. Cette étude a également mis en relief le manque de classifications existantes sur les rétractions musculaires.

## **D. Prise en charge globale de l'enfant IMC**

Elle doit être précoce. Le dépistage d'un handicap moteur chez les enfants à risque se fait lors de la surveillance systématique durant les premières années de vie. La prise en charge consiste en un partenariat entre une équipe de rééducateurs et les parents, éducateurs premiers de l'enfant. Elle a pour but de développer chez l'enfant son autonomie maximale et intéresse tous les domaines qui ont fait l'objet des évaluations nécessaires : évaluation du contrôle moteur, de l'appareil orthopédique, de la motricité des membres supérieurs, de la motricité bucco-faciale, du contrôle vésico-sphinctérien, des capacités intellectuelles, du comportement psychoaffectif et une évaluation médicale générale.

## 4. Prise en charge orthopédique du patient IMC marchant

---

---

Les problèmes orthopédiques rencontrés chez l'IMC marchant diffèrent de ceux rencontrés chez le non marchant. Le but de la prise en charge orthopédique de ces enfants est (Penneçot 2002; Theologis 2007) : 1) de conserver au minimum la fonction acquise ; 2) d'améliorer au mieux la marche en facilitant son déroulement et en essayant d'en diminuer le coût énergétique ; 3) de prévenir et/ou traiter les déformations musculo-squelettiques.

La marche du patient IMC se caractérise par la perte d'une ou de plusieurs des caractéristiques de la marche normale définies précédemment (chapitre 2.B. page 19). Le premier pas vers la prise en charge orthopédique consiste à (Penneçot 2002) :

- identifier les anomalies (musculaires, tendineuses, osseuses)
- identifier les différents sièges de ces anomalies
- étudier chaque articulation dans les 3 plans de l'espace
- distinguer l'anomalie périphérique primitive des anomalies secondaires

Il ne faut pas isoler dans l'analyse des troubles de la marche une articulation. En effet, toute modification de la fonction au niveau d'une articulation va entraîner des mécanismes de compensation au niveau des articulations adjacentes. Agir au niveau d'une de ces compensations risque d'aboutir à une aggravation du pattern de marche. Il est donc essentiel de distinguer l'anomalie initiale des phénomènes de compensation. La correction de l'anomalie initiale peut suffire à corriger l'ensemble des troubles.

### A. Mécanismes en cause et problèmes orthopédiques

Les désordres orthopédiques ne sont que la conséquence des lésions neurologiques : trouble de la commande, faiblesse musculaire et cocontractions (contraction au mauvais moment). Malgré la prévention va s'installer un schéma comportant : attitude vicieuse, rétraction, vice architectural (Penneçot 2002).

#### A.1. Le problème de la spasticité

La spasticité reste le problème majeur. Le tonus musculaire normal est contrôlé par des signaux excitateurs qui entraînent une contraction, et des signaux inhibiteurs (neurotransmetteurs GABA) entraînant une relaxation du muscle. Chez les patients IMC, la diffusion de GABA est bloquée, engendrant ainsi des contractions continues dans le muscle (Molenaers 2007). La spasticité entraîne

ainsi une instabilité chez les patients, une fixation des articulations et une interdiction de la coordination, de la sélection et de la dissociation des mouvements.

## **A.2. Les problèmes musculo-tendineux**

Chez les patients IMC, les longueurs des fibres musculaires et l'aire physiologique (Physical Cross Sectional Area PCSA) diminuent, entraînant une diminution de la force générée par celui-ci. Le tendon quant à lui voit sa longueur augmenter, d'où l'augmentation de la raideur du muscle entier. On parle d'un déficit fonctionnel de l'unité muscle-tendon (Davids 2007). Sur l'EMG dynamique nous pouvons voir une activité exagérée du muscle dans sa phase allouée de travail ou en dehors, ainsi qu'une activité continue, ou bien un manque d'activité durant son timing alloué.

## **A.3. Les problèmes de bras de levier**

Le moment articulaire est la force multipliée par le bras de levier. Les deux finalités du moment sont la stabilisation en phase d'appui et la propulsion des segments osseux et du centre de masse (Gage 2007). Chez l'enfant IMC, les déformations osseuses et les malpositionnements ostéo-articulaires dus à la pathologie induisent des modifications dans la localisation des insertions musculaires par rapport aux centres articulaires. Donc des modifications des bras de leviers vont avoir lieu, ainsi que des repercussions sur le mouvement du sujet. Ceci est visible dans les cas de luxation de hanche, de la torsion tibiale ou de l'antéversion fémorale.

## **A.4. Aperçu global des problèmes orthopédiques**

Bien que la lésion neurologique soit stable et non évolutive, les problèmes orthopédiques et les anomalies de la marche sont évolutifs en raison de la croissance d'une part et du retentissement des déformations articulaires initiales sur les articulations adjacentes d'autre part (Bell & coll. 2002). C'est pour cela qu'un désordre orthopédique ne peut être considéré isolément.

Des anomalies sont rencontrées par segment et peuvent être osseuses donc architecturales ou musculo-tendineuses (Penneçot 2002; Theologis 2007). Des luxations de hanches sont souvent rencontrées, des rétractions de genou, des déformations du pied (équien en varus ou valgus), des torsions fémorales, des torsions tibiales, etc.

## **B. Prise de décision thérapeutique**

Afin d'optimiser la marche chez les enfants IMC, la décision thérapeutique orthopédique doit être basée sur cinq sources d'informations (Davids & coll. 2004) (Figure 15).

### B.1. Etude des antécédents

L'historique clinique est connu en interrogeant les parents, l'enfant et ses thérapeutes sur les conditions de la naissance, le développement psycho moteur et l'état actuel de la marche et de l'autonomie de l'enfant. L'historique médical identifie les problèmes associés et les traitements antécédents.

### B.2. Examen Clinique

Il débute par une observation de la marche de l'enfant faite systématiquement dans le plan frontal et sagittal. Les amplitudes de mouvements sont mesurées pour toutes les articulations du bassin aux pieds. L'erreur et la répétabilité de ces mesures sont améliorées par l'utilisation de techniques spécifiques standardisées et d'un goniomètre (McDowell & coll. 2000). L'architecture du squelette est évaluée dans les trois plans. Une recherche des rétractions musculaires est effectuée ainsi qu'une appréciation du tonus, de la force musculaire et du contrôle musculaire sélectif.



Figure 15 – Eléments de diagnostic pour la prise en charge orthopédique de l'IMC (Davids & coll. 2004)

### B.3. Diagnostic par imagerie

Il est effectué pour mieux évaluer l'architecture du squelette :

Pied et cheville : varus/valgus, cassure de la médio-tarsienne, hallux valgus ; l'équilibre des membres inférieurs dans le plan frontal et sagittal : obliquité pelvienne, luxation ou subluxation de hanche, dysplasie acétabulaire, coxa valga... ; rachis : scoliose, cyphose.

Il est préférable de faire des radiographies du patient en position debout (Chambers & coll. 2002). Les problèmes d'ordres rotationnels très présents au niveau du fémur et du tibia, ne peuvent pas être identifiés à l'aide de la radiographie conventionnelle. L'utilisation de la tomодensitométrie dans l'évaluation des troubles torsionnels ou rotationnels reste controversée (Davids & coll. 2003) suite aux incertitudes liées à cette mesure (difficulté de définir les axes du fémur proximal et du col du fémur).

#### **B.4. Analyse quantifiée de la marche**

L'analyse quantifiée de la marche permet d'obtenir des données cinématiques qui décrivent le mouvement du bassin, hanches, genoux, chevilles et pieds simultanément dans les trois plans de l'espace sous forme de courbes. La cinétique peut aussi être obtenue (moments et puissance dans les articulations). Leur analyse fournit une quantification des paramètres caractéristiques de la marche pathologique et donne des éléments objectifs pouvant servir de support pour la stratégie thérapeutique. L'EMG dynamique informe sur le timing d'activation musculaire durant le cycle de marche.

L'interprétation des données de l'analyse quantifiée de la marche chez les enfants IMC est facilitée en faisant la similitude avec les profils spécifiques de pathologies très communes chez ces patients comme la marche en triple flexion, en saut, en genou raide, en hyperextension de genou, en rotation interne du pied, en rotation externe du pied (Gage 1991; Sutherland & coll. 1993; O'Byrne & coll. 1998; Lin & coll. 2000). Cependant l'incertitude de mesure sur les éléments fournis par cet examen reste une limite majeure.

#### **B.5. Examen sous anesthésie**

La meilleure évaluation clinique de la déformation de l'unité muscle-tendon (dynamique ou myostatique) s'effectue sous anesthésie. L'anesthésie générale annule l'effet de la spasticité et une limitation dans l'amplitude du mouvement du muscle considéré sera due à une déformation myostatique (rétraction) du complexe musculo tendineux.

### **C. Traitements envisagés**

Le but des traitements orthopédiques est d'améliorer la marche du sujet et d'essayer d'interrompre ou de limiter le cercle vicieux de la pathologie de l'IMC en palliant aux problèmes dès le bas âge des patients.

Pour cela, une réduction de la spasticité est souhaitable dès le plus jeune âge pour pouvoir intervenir dès le début du schéma pathologique et éviter les conséquences, sinon les retarder. Plus tard, des chirurgies musculo-tendineuses visent à résoudre les problèmes de raideurs pour gagner en amplitude articulaire, bien évidemment pour améliorer la marche aussi et éviter les problèmes squelettiques. A un âge adulte, des chirurgies du squelette sont nécessaires pour pallier aux problèmes osseux comme les torsions fémorale et tibiale et d'autres chirurgies du pied.

#### **C.1. Réduction du tonus musculaire**

Plusieurs traitements sont proposés pour pallier au problème de la spasticité (Penneçot 2002). Notons que la rééducation et les attelles de maintien nocturne ne traitent pas la spasticité mais essaient de pallier à ses conséquences.

### **a) Médication par voie orale**

Elle peut aider à diminuer la spasticité quand celle-ci est généralisée. Cependant à forte dose, ces médicaments peuvent entraîner des effets secondaires comme la sédation, la faiblesse musculaire...

### **b) Toxine botulique**

L'injection de toxine botulique permet de diminuer la spasticité sur un muscle donné. Elle est indolore et peut être répétée. Elle permet d'agir localement sur un muscle mais son action est temporaire et permet de passer un cap ou de retarder une chirurgie (Molenaers & coll. 2006). Dans le cas de l'utilisation de l'injection de toxine, il faut donc choisir les muscles à injecter, la dose et avoir une technique correcte d'injection. Ce traitement est le plus souvent accompagné d'une immobilisation plâtrée transitoire, d'une utilisation d'orthèse et d'une physiothérapie optimale pour obtenir des meilleurs résultats (Molenaers 2007).

### **c) Rhizotomie sélective**

C'est une technique chirurgicale qui consiste à sectionner un certain nombre de contingents moteurs au niveau du nerf. Son action est définitive donc irréversible et son risque est d'affaiblir de façon trop importante le muscle. Elle est généralement peu employée. Lorsque le patient est bien choisi, elle permet d'améliorer l'amplitude des mouvements articulaires, la vitesse de déplacement et la longueur du pas.

## **C.2. Chirurgies musculo-tendineuse**

Elles sont réalisées chez l'enfant IMC marchant à partir de 7 ans. Plusieurs techniques existent :

- libération du muscle par myotomie ou ténotomie
- aponévrotomie (quand le muscle est court) ou allongement tendineux en Z
- transfert tendineux pour changer la fonction d'un muscle (par exemple : extenseur en fléchisseur genou pour le droit fémoral)

## **C.3. Chirurgies du squelette**

Elles nécessitent au préalable des informations suffisantes sur l'architecture du squelette obtenue par imagerie médicale. Elles sont souvent effectuées à partir de l'âge de 10 ans pour corriger surtout les anomalies de bras de levier. Les corrections des causes squelettiques de ces anomalies sont nombreuses (Gage 2007), les gestes majeures sont :

- dérotation du fémur en cas d'antéversion fémorale excessive
- ostéotomie d'extension supracondylienne du fémur en cas d'un genou raide en flexion
- dérotation du tibia en cas de torsion tibiale excessive
- allongement du calcanéum ou arthrodèse du couple de torsion pour une déformation sévère du pied.

## 5. Synthèse intermédiaire

---

Les séquelles dans le système nerveux central chez l'enfant Infirmes Moteur Cérébral ont comme conséquence la perte du contrôle moteur sélectif, des problèmes d'équilibre et surtout la spasticité. Celle-ci induit une incapacité d'étirement musculaire aboutissant à des rétractions musculaires qui évoluent avec l'âge (déficit fonctionnel de l'unité musculo-tendineuse). Celles-ci vont entraîner des raideurs articulaires et des déformations osseuses, donc des vices architecturaux squelettiques (problèmes de bras de leviers).

Pour un patient donné, le choix de la stratégie thérapeutique adaptée résulte d'une analyse approfondie de tous les éléments de diagnostic clinique : étude des antécédents, examen clinique (des muscles et des articulations), diagnostic par imagerie médicale (de l'architecture squelettique), analyse quantifiée de la marche (cinématique et cinétique articulaire et activité musculaire en dynamique) et examen sous anesthésie (observation des muscles sans l'effet de la spasticité).

La certitude de la prise de décision dépend considérablement de la consistance des informations issues de ces éléments de diagnostic.

L'examen d'analyse quantifiée 3D de la marche constitue un élément essentiel dans la prise de décision thérapeutique chez l'IMC. De même l'observation des troubles musculo-squelettiques est importante, néanmoins leur quantification tridimensionnelle est peu utilisée.

L'objectif de cette thèse est de mener une analyse biomécanique globale des membres inférieurs de l'enfant IMC prenant en compte l'analyse de la marche et la géométrie osseuse et musculaire. Une approche tridimensionnelle et personnalisée de ces éléments sera abordée pour mieux comprendre les troubles pathologiques développés chez ces patients.

A partir de ce constat, la revue bibliographique sera constituée d'un premier thème axé sur l'analyse quantifiée de la marche chez l'enfant IMC et sur les limites de cette technique et les incertitudes de mesures qui en résultent. Le deuxième thème sera consacré aux différents moyens utilisés pour quantifier les vices architecturaux squelettiques. Enfin, le troisième thème de la revue de littérature permettra d'identifier les moyens de quantifier la géométrie musculaire.

## Chapitre II : Revue Bibliographique

---

---

D'après l'étude du contexte clinique de la prise en charge orthopédique de l'enfant Infirmes Moteur Cérébral (IMC), et comme il a été expliqué dans la synthèse précédente, cette revue de littérature sera focalisée sur trois volets essentiels aidant à la prise de décision thérapeutique : l'analyse de la marche, l'architecture des segments osseux et l'exploration musculaire.

### 1. Analyse Quantifiée de la Marche

---

---

Plusieurs auteurs ont montré l'utilité de l'analyse quantifiée de la marche (AQM) dans le choix de traitement adapté à chaque patient.

Davids a rappelé (Davids 2006) l'historique et l'utilité de l'analyse quantifiée de la marche dans la prise en charge de l'IMC. Durant ces vingt dernières années, le grand progrès dans le traitement de l'infirmité motrice cérébrale est dû en grande partie à l'amélioration de la connaissance de la biomécanique de la marche non pathologique et par la suite, de toutes les perturbations qui apparaissent chez l'IMC. Le traitement musculaire et son diagnostic (muscle court ou faible) ainsi que les problèmes d'architectures osseuses dus aux troubles musculaires ont bien été clarifiés grâce à l'analyse quantifiée de la marche (AQM).

Un grand nombre d'études de comparaison a été réalisé sur le traitement décidé pour les patients avec et sans prise en compte de l'AQM. Elles montrent toutes une modification de la thérapie décidée pour au moins 50% des patients IMC (DeLuca & coll. 1997; Kay & coll. 2000; Cook & coll. 2003; Schwartz & coll. 2004; Lofterod & coll. 2007).

Plusieurs autres études se sont intéressées à l'apport de la chirurgie dans l'amélioration de la marche, en utilisant l'AQM pré et post traitement (Delp & coll. 1996; Molenaers & coll. 2006; Saraph & coll. 2006).

Davids (Davids 2006) montre que la controverse sur l'utilité de l'AQM dans la prise en charge de l'IMC vient de plusieurs limites qui ne sont pas prises en compte par les chirurgiens. Il insiste sur la formation des chirurgiens et cliniciens qui utilisent l'AQM dans leur pratique quotidienne pour bien comprendre les limites de cette technologie. Celles-ci peuvent être liées au protocole utilisé ou bien aux incertitudes et à la variabilité intra et inter individuelle (Gorton & coll. 2001; Noonan & coll. 2003; Davids & coll. 2004; O'Brien & coll. 2004).

L'examen de la marche dans un laboratoire d'analyse du mouvement installé récemment au Liban, a exigé une revue de littérature préalable sur les protocoles utilisés en AQM. Une deuxième étude bibliographique a été réalisée sur l'évaluation des incertitudes des paramètres issus de l'AQM.

## **A. Matériels, méthodes et protocoles utilisés**

L'analyse quantifiée de la marche consiste à étudier les positions successives et les variations de positions des segments corporels durant la marche.

La position d'un solide dans l'espace à un instant donné est déterminée par les coordonnées tridimensionnelles de trois de ses points non alignés, formant ainsi un repère lié à ce segment. Pour réaliser une analyse cinématique tridimensionnelle d'un segment du corps humain, il est donc nécessaire de mesurer la position dans l'espace des points de ce segment au cours du mouvement.

### **A.1. Méthodes d'acquisition**

Nous distinguons plusieurs méthodes d'acquisition de mouvement.

La fluoroscopie est une technique permettant d'accéder à la surface des segments osseux par acquisition de radiographies à une fréquence donnée. Elle peut être en 2D (Sati & coll. 1996) ou en 3D (Leardini & coll. 2005). Le caractère fortement irradiant de cette technique est une limite importante en analyse *in vivo*.

Les autres techniques d'acquisition du mouvement permettent d'obtenir les coordonnées d'un nombre de points sur le solide. Plusieurs techniques physiques existent.

Les systèmes électromagnétiques utilisent des émetteurs d'ondes magnétiques et des capteurs qui servent de marqueurs (Koerhuis & coll. 2003). Cette technique exige un environnement totalement aimantique.

Les systèmes à ultrasons comportent une tête à 3 récepteurs et des marqueurs qui émettent des ultrasons (Kiss & coll. 2004). Ces systèmes sont sensibles à l'environnement sonore et sont limités à un volume restreint.

Dans ces deux cas, les marqueurs utilisés sont dit « actifs », par opposition aux marqueurs « passifs », puisqu'ils sont émetteurs ou récepteurs de signal. Ceci implique que pour ces systèmes les marqueurs seront reliés par des fils à une station de travail. La présence de ces connections perturbe le sujet durant son mouvement.

Les systèmes optoélectroniques sont le plus largement utilisés dans la littérature (Figure 16). Ils sont basés sur le principe de la stéréovision. Des caméras sensibles à l'infrarouge localisent les marqueurs placés sur le segment corporel dans leur plan. La position du marqueur dans l'espace est obtenue à

partir de deux caméras grâce à l'utilisation d'un algorithme DLT. Dans la plupart des cas, les caméras sont émettrices/réceptrices de rayons infrarouges et les marqueurs sont réfléchissants de ces rayons.



**Figure 16 - Capture de mouvement par système optoélectronique : caméras émettrices/réceptrices d'infrarouge et marqueurs et réfléchissants.**

## **A.2. Placement des marqueurs**

La disposition des marqueurs sur les segments osseux permet de définir les repères liés à chaque segment afin d'étudier son mouvement durant le temps. Trois marqueurs, au moins, sont nécessaires pour construire un repère.

Plusieurs contraintes existent sur le choix de l'emplacement de ces marqueurs :

- ils doivent être vus par au moins deux caméras pendant tout le mouvement du sujet,
- ils doivent être suffisamment distants pour ne pas être confondus par le système et pour limiter la propagation des erreurs dans la détermination de l'orientation de l'os,
- le mouvement des marqueurs par rapport à l'os sous-jacent doit être minimisé,
- la perturbation occasionnée par la présence des marqueurs lors de la marche des sujets doit être minimale,
- la mise des marqueurs doit être simple, rapide et non invasive.

## **A.3. Repère local et repère anatomique**

Il existe deux méthodes pour calculer les repères liés aux segments osseux à partir des marqueurs positionnées sur la peau.

1) La première méthode, la plus utilisée, consiste à placer les marqueurs directement sur des points anatomiques facilement palpables sur les segments osseux. Dans ce cas, le repère anatomique, représentatif du segment osseux, est construit à partir de ces points.

Les centres d'articulations ne sont pas accessibles par palpation et pourtant sont indispensables à la définition des repères. Ils peuvent être calculés par des équations de régression (Bell & coll. 1990; Davis & coll. 1991; Seidel & coll. 1995) en fonction des données anthropométriques du sujet (poids, taille, longueur des membres inférieurs, largeur du bassin, du genou, de la cheville).

Une méthode appelée fonctionnelle consiste à calculer le centre de l'articulation à partir de mouvements articulaires spécifiques à celle-ci : circumduction, abduction et flexion de hanche (Leardini & coll. 1999), ou un mouvement de flexion-extension du genou (Besier & coll. 2003; Hagemester & coll. 2005; Schwartz 2005). La méthode fonctionnelle s'avère plus précise mais difficile à réaliser lorsqu'il s'agit de sujet présentant une anomalie des membres inférieurs en particulier chez les enfants.

2) Une deuxième méthode utilise les ancillaires (Cappozzo & coll. 1997; Goujon & coll. 2006): 3 ou 4 marqueurs liés rigidement entre eux puis associés aux segment osseux (fémur, tibia, pied, ou membre supérieur). Cette méthode nécessite un calibrage préalable en statique, pour définir la matrice de passage reliant chaque ancillaire au repère anatomique du segment auquel il est lié. Cette matrice de passage est identique durant tout le mouvement sous la condition que l'ancillaire soit bien fixé autour du segment osseux et ne change pas de position. Ainsi, on capte les coordonnées des marqueurs formant les ancillaires durant le mouvement et on effectue le passage au repère osseux à chaque instant.

Il est évident que les marqueurs externes bougent par rapport à la peau durant le mouvement du sujet, d'où l'intérêt de l'utilisation des ancillaires puisque les marqueurs sont rigidement liés entre eux. Cependant l'ancillaire s'avère être encombrant durant la marche, surtout quand il s'agit de sujets pathologiques.

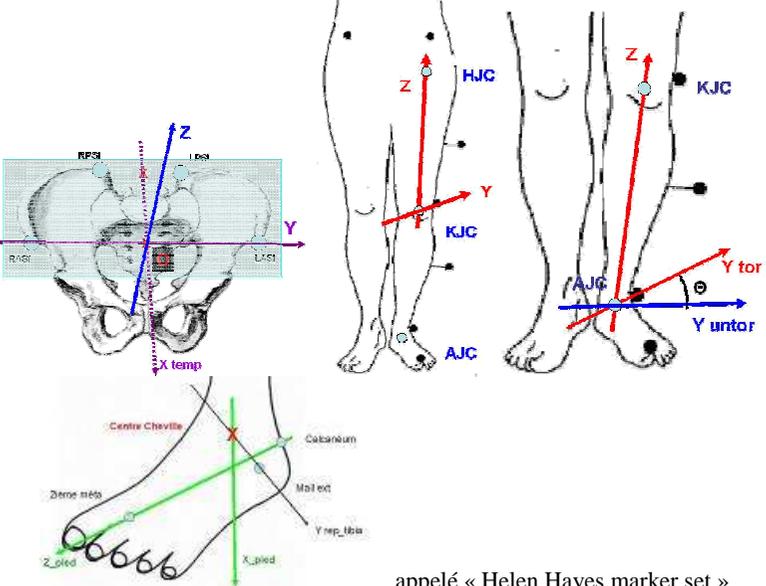
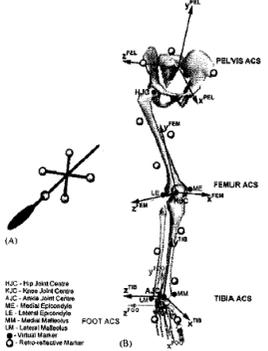
Des méthodes de rigidifications des marqueurs sont des fois utilisées (Cheze & coll. 1995). Cette méthode consiste à calculer une configuration moyenne rigide de 3 marqueurs par segments. Ensuite, une minimisation moindre-carrées est utilisée pour remplacer les marqueurs obtenus dans chaque échantillon, durant le mouvement, par la configuration rigide calculée au préalable.

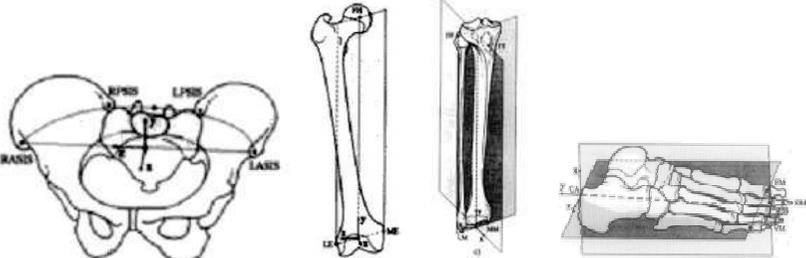
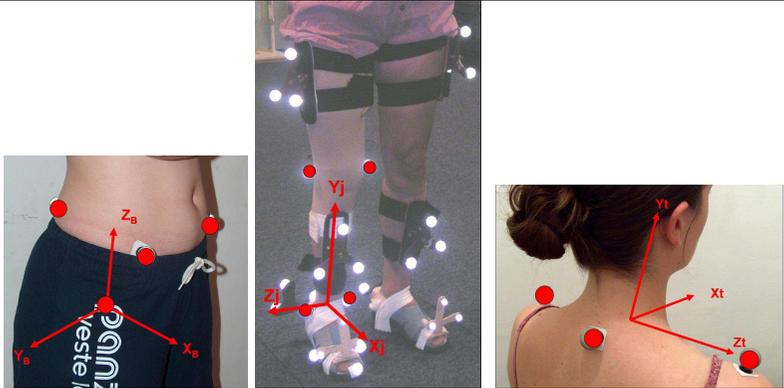
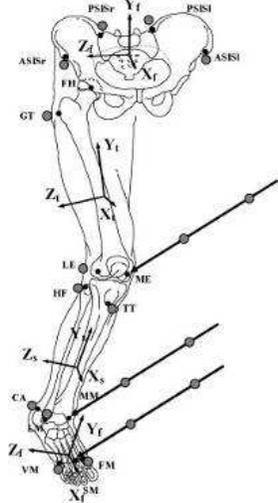
Le tableau suivant montre un aperçu sur les différents protocoles d'acquisition de mouvement des membres inférieurs utilisés dans la littérature (Tableau 1).

Notons que le protocole de Davis (Davis & coll. 1991) peut être utilisé avec l'emplacement de marqueurs de Helen Hayes, ou bien celui de Cleveland clinic qui utilise des ancillaires de 3 marqueurs sur le fémur et le tibia.

Ce protocole est le plus utilisé dans l'analyse de la marche chez les enfants IMC. Il est d'ailleurs livré par défaut par la majorité des constructeurs d'appareils de capture de mouvement de la marche.

**Tableau 1- Protocoles d'analyse de la marche**

Auteurs	Population	Nombre de marqueurs	Segments étudiés	Palpage par stylo	Détermination centres de hanche et de genou	Emplacement des marqueurs et repères formés
(Davis & coll. 1991)	sains, appliqué chez l'IMC	14	Bassin, fémurs, tibias, pieds	non	méthode anthropométrique	 <p>appelé « Helen Hayes marker set »</p>
(Besier & coll. 2003)	Sains Adultes	17	Bassin, fémurs, tibias, pieds	oui	méthode fonctionnelle (hanche et genou)	 <p>Fig. 1. (A) Pointer device used to locate the medial and lateral epicondyles of the femur. (B) ACSs of the lower limb model. Figure produced using SIMM (Musculographics Inc., Evanston, IL).</p>

<p>(Cappozzo &amp; coll. 1995)</p>	<p>Sains Adultes</p>	<p>24</p>	<p>Bassin, fémurs, tibias, pieds</p>	<p>oui</p>	<p>méthode fonctionnelle (hanche et genou)</p>	
<p>(Goujon &amp; coll. 2006)</p>	<p>sains et amputés Adultes</p>	<p>8 ancillaires + 4 marqueurs sur le bassin + 16 marqueurs en statique</p>	<p>Epaules, Bassin, fémurs, tibias, avant pieds, arrière pieds</p>	<p>non</p>	<p>méthode fonctionnelle (hanche)</p>	
<p>(Leardini &amp; coll. 2007)</p>	<p>Sains Adultes</p>	<p>22</p>	<p>Bassin, fémurs, tibias, pieds</p>	<p>oui</p>	<p>méthode anthropométrique</p>	

#### A.4. Calculs cinématiques

En analyse de la marche on s'intéresse à :

- la cinématique des segments osseux par rapport à la salle d'analyse (mouvement absolu) comme le mouvement du bassin ou du pied,
- la cinématique des articulations (mouvement relatif des segments osseux) comme la hanche (mouvement du fémur par rapport au bassin) ou le genou (mouvement du tibia par rapport au fémur).

Plusieurs choix de transformations géométriques sont possibles pour caractériser le mouvement relatif ou absolu des segments osseux. Les recommandations de l'ISB (International Society of Biomechanics) proposent d'utiliser la transformation géométrique qui permet de passer du repère global au repère local à chaque instant de l'acquisition (Wu & coll. 1995). Dans ce cas, on considère implicitement que la position neutre est celle où le repère global et le repère local sont confondus.

La plupart des études s'intéressent à l'évolution de la position relative des différents segments au cours du temps (Lafortune & coll. 1992; Woltring 1994; Cappozzo & coll. 1995; Cheze 2000; Cappozzo & coll. 2005). Ils étudient les positions successives au cours du temps du segment sous-jacent de l'articulation par rapport au segment sus-jacent. Dans ce cas, la position neutre est celle où les deux repères se confondent.

Certains auteurs proposent, dans le cas du genou, de définir une position neutre expérimentalement (par exemple genoux tendus) et de définir à cet instant des repères identiques pour le tibia et le fémur (Marin & coll. 1999; Cheze 2000). D'autres auteurs définissent une position de « posture » standard, avec un repère associé à chaque segment, et analysent le mouvement du segment sous-jacent par rapport au segment sus-jacent à partir de cette posture (Goujon 2006; Goujon & coll. 2006).

Après identification de la transformation géométrique, il faut choisir une méthode d'interprétation de cette transformation de repères.

La méthode d'interprétation peut utiliser le mouvement autour d'un axe hélicoïdal ou bien les 3 rotations successives. Les résultats obtenus par les deux méthodes ont été comparés dans la littérature (Woltring 1994; Cheze 2000).

En terme d'interprétation clinique, la décomposition du mouvement en 3 rotations successives permet de reporter les angles calculés dans les plans de l'espace, donc à des mouvements physiologiques.

L'ISB recommande l'utilisation de la décomposition du mouvement en 3 rotations successives autour d'axes mobiles, suivant la séquence (Z, Y, X).

#### A.5. Paramètres calculés

Plusieurs données peuvent être obtenues à partir de l'examen de l'analyse de la marche :

- les paramètres spatio-temporels de marche (cadence, vitesse de marche, longueur du pas, durée du pas, passage en phase oscillante, temps de simple appui, temps de double appui)

- les courbes cinématiques dans les trois plans de l'espace (bassin, hanches, genoux, chevilles, pieds ...)
- les moments cinétiques dans les articulations, obtenus au cas où le sujet marche sur les plateformes d'effort au sol
- l'activité musculaire en dynamique.

Une analyse de toutes ces données est effectuée pour le patient, afin de mieux comprendre son comportement de marche. Ces résultats sont comparés à une base de données de sujets non pathologiques (Sutherland & coll. 1980; Kadaba & coll. 1989; White & coll. 1999; Steinwender 2000; Tingley & coll. 2002; Stansfield & coll. 2005).

En général les corridors de « normalité » sont reportés sur les courbes du patient pour pouvoir effectuer la comparaison. Ces corridors sont représentés par la moyenne des sujets sains  $\pm 1$  écart-type.

Chaque laboratoire doit disposer de sa propre base de données puisque celle-ci dépend du protocole utilisé, du matériel, de l'environnement du laboratoire et des thérapeutes (Gorton & coll. 2001; Noonan & coll. 2003).

Plusieurs auteurs calculent également un score de normalité pour la marche afin de mesurer la déviation globale de la marche du sujet (Schutte & coll. 2000; Read & coll. 2003; Hillman & coll. 2007).

L'indice le plus utilisé dans la littérature est le Gillette Gait Index (GGI) qui utilise la méthode d'analyse à composante principale (Schutte & coll. 2000). Cet indice est calculé à partir des paramètres spatio-temporels et des données cinématiques obtenus par l'examen d'analyse de la marche. Le GGI calcule une « distance à la normalité » entre le patient et une base de données de sujets sains utilisée pour dériver cet indice. Les auteurs montrent que ce score donne une idée sur le degré d'atteinte pathologique chez un IMC.

### ***Synthèse***

Devant ce constat, et en vue d'étudier la marche chez l'enfant IMC, il est nécessaire de choisir un protocole qui est facile à mettre en place, avec un nombre limité de marqueurs. Leur emplacement ne doit pas être encombrant durant la marche, donc les ancillaires chez les enfants sont à éviter. Les méthodes fonctionnelles sont également à éviter puisqu'elles ne sont pas faciles à réaliser avec des enfants pathologiques ou avec aide technique.

## **B. Incertitudes de mesures**

Les différents protocoles existants dans la littérature ainsi que les différentes méthodes cinématiques répondent à des besoins bien spécifiques de recherche. Cependant, un élément reste primordial dans le choix du protocole, c'est sa sensibilité aux erreurs et aux bruits de mesures.

### **B.1. Erreurs de mesure**

Plusieurs types d'erreurs existent. Elles peuvent être intrinsèques ou extrinsèques au système de mesure :

- précision du système de mesure sur la localisation d'un marqueur dans l'espace (Ehara & coll. 1995; Chiari & coll. 2005). C'est la somme d'une erreur systématique et d'une erreur aléatoire.
- répétabilité du positionnement des marqueurs anatomiques (Della Croce & coll. 2005). Elle dépend de la capacité de l'examineur à identifier correctement les repères sur la peau au regard des points anatomiques osseux. Une bonne pratique de l'examineur permet de réduire cette erreur.
- mouvement des marqueurs par rapport à la peau du au glissement des tissus mous sur les os. Ce type d'erreur est largement étudié dans la littérature, certains auteurs ont visé à l'estimer ou à réduire ses effets (Sati & coll. 1996; Manal & coll. 2000; Leardini & coll. 2005; Sudhoff & coll. 2007).

### **B.2. Estimation des incertitudes globales**

La connaissance de l'incertitude globale est essentielle pour l'utilisation de l'AQM en routine clinique (Schwartz 2004; Davids 2006). Rappelons que l'étude de la marche d'un sujet pathologique introduira une comparaison par rapport à un pattern de marche non pathologique, ou bien une comparaison pré et post traitement du patient pour l'étude du suivi clinique (Saleh & coll. 1985). Pour cela, il est indispensable de déterminer l'intervalle de confiance des paramètres pour éviter toute surinterprétation des résultats.

#### **a) Etude de répétabilité**

La méthode la plus fréquente pour estimer les incertitudes est l'étude de répétabilité. Elle consiste à analyser les écarts entre plusieurs examens réalisés dans des conditions similaires pour un groupe de sujets. Cette étude permettra la prise en compte des incertitudes globales (système, protocole, mouvement de la peau, pose des marqueurs) ainsi que la variabilité de la marche entre deux examens. On peut distinguer la répétabilité intra-session (sans remplacement des marqueurs) et inter-session (répétition du protocole complet avec au moins un jour d'intervalle).

Le Tableau 2 montre les méthodes et les résultats de répétabilité qu'on peut trouver dans la littérature.

Plusieurs méthodes statistiques peuvent être utilisées :

- le coefficient de variation ( $CV = \text{écart type} / \text{moyenne} \%$ ) est calculé quand il s'agit de paramètres isolés. La variabilité est considérée comme non significative pour un  $CV < 12.5\%$  (White & coll. 1999).
- le coefficient de corrélation multiple obtenu par régression linéaire multiple (CMC ou connu sous la lettre R = racine carrée du coefficient de détermination multiple CMD connu sous  $R^2$ ) est calculé quand il s'agit de comparaison de courbes entre elles (Kadaba & coll. 1989). Plus ce coefficient est proche de 1, plus les courbes sont semblables.

Schwartz a estimé les erreurs de mesures en comparant les courbes cinématiques point par point (Schwartz & coll. 2004) en utilisant deux sujets sains adultes. Quatre observateurs ont été impliqués dans l'étude, chaque sujet a effectué l'examen de l'analyse de la marche 3 fois par chaque opérateur. Cinq passages ont été étudiés dans chaque session.

Ainsi les auteurs ont pu calculer les erreurs entre les essais, entre les sessions et entre les opérateurs. Les erreurs inter-essais montrent la variabilité naturelle intrinsèque de la marche chez un sujet. Les erreurs inter-session montrent l'habileté d'un opérateur à reproduire le même placement des marqueurs, autrement dit les erreurs dues au remplacement de marqueurs par un même opérateur. Et finalement, les erreurs inter-observateur incluent tous les types d'erreurs précédentes en plus de celle dues au placement des marqueurs par des opérateurs différents.

Le protocole utilisé était celui de Davis sous Vicon<sup>®</sup> (Davis & coll. 1991). Les incertitudes moyennes (sur tout le cycle de marche) ont été calculées. Elles étaient élevées pour la rotation de hanche ( $4.8^\circ$ ) et pour le varus/valgus du genou. Ce dernier paramètre n'est généralement pas pris en compte dans les études cliniques. Le faible mouvement du genou dans le plan frontal, accompagné d'un mouvement élevé dans le plan sagittal, entraîne des phénomènes de diaphonie dans le calcul du varus/valgus du genou en dynamique.

D'autres erreurs étaient élevées ( $5,3^\circ$ ) pour l'angle de progression du pied (plan transverse). Ceci était traduit par une discordance entre les observateurs sur l'alignement de l'emplacement des marqueurs sur le pied.

Plusieurs études (Tableau 2) ont cherché à évaluer les incertitudes de mesures liées aux opérateurs, aux protocoles et au système d'analyse du mouvement. D'autres auteurs sont allés plus loin en analysant les incertitudes entre laboratoires (Gorton & coll. 2001; Noonan & coll. 2003).

**Tableau 2 – Etudes de Répétabilité des protocoles d'analyse de la marche**

Auteurs	Objectifs	Sujets	Protocole de répétabilité		Protocole d'analyse de la marche	Paramètres analysés	Outils statistiques	Résultats (pour les membres inférieurs)
			sessions	Enregistr. /session				
(Kadaba & coll. 1989)	Répétabilité intra et inter session	40 adultes sains	3	3	Kadaba	Paramètres spatio-temporels + Cinématique	CV CMC	CV : intra-session < 3.8+/-1.4% pour le pourcentage de phase oscillante, intersession < 6.1+/-7.1% pour la vitesse CMC : Intra session >0.8 sauf pour le bassin dans le plan sagittal (0.643+/-0.134) Intersession : >0.8 pour genou, hanche, cheville dans le plan sagittal et bassin et hanche dans le plan frontal
(Stolze & coll. 1998)	Répétabilité intra et inter session	12 enfants 12 adultes  (sains)	2	15 à 20	Semelles avec contacteurs	Paramètres spatiotemporels	CV Test t entre les moyennes des deux sessions  Coefficient de corrélation de Pearson entre les deux sessions  Coeff de corrélation intra classe	CV : >12.5% pour la largeur du pas et les angles de rotation du pied pour les enfants et les adultes  Ecart entre les moyennes des passages significativement différents pour la durée de phase d'appui et double appui pour les enfants et la durée de double appui pour les adultes
(Steinwender 2000)	Répétabilité intra et inter session	15 enfants sains 15 enfants IMC	3	5	(Davis & coll. 1991)	Paramètres spatiotemporels +  Cinématique	CV CMC	Sains : CV : intra-session < 5.2+/-3.1% pour la vitesse intersession < 8.0+/-2.3% pour la vitesse CMC : Intra session > 0.7 sauf pour le bassin dans le plan sagittal (0.33) Intersession : > 0.7 pour genou, hanche, cheville dans le plan sagittal et bassin et hanche dans le plan frontal Pour enfants IMC : résultats du même ordre de grandeur sauf pour le bassin dans le plan sagittal qui obtient un meilleur CMC

(Mackey & coll. 2005)	Répétabilité intra et inter session	10 IMC hémiplegiques	2	4	Motion Analysis (Kadaba & coll, 1989) Membres Inférieurs et membres supérieurs	Paramètres spatiotemporels + Cinématique	CMC	Grande répétabilité pour les membres inférieurs dans le plan sagittal (CMC>0.92). Et CMC>0.7 pour les plans frontale et sagittale.
(Gorton & coll. 2001)	Répétabilité intra et inter 2 équipes et 12 laboratoires	1 adulte sain	12 laboratoires 2 sessions par 2 équipes différentes	10	10 laboratoires (Davis & coll. 1991) 2 laboratoires Motion Analysis (Kadaba & coll. 1989)	Cinématique	Transformée de Fourier	Grande variabilité entre équipe: 7° rotation de hanche, 4,5° flexion genou. Valeurs plus faibles entre laboratoires (5,5° et 4° respectivement).
(Noonan & coll. 2003)	Répétabilité intra et inter 4 laboratoires	11 IMC	4 laboratoires, nb session non documenté	non documenté	3 laboratoires (Davis & coll. 1991) 1 laboratoire Motion Analysis (Kadaba & coll. 1989)	Examen clinique + paramètres spatio-temporels + Cinématique + EMG + Décisions thérapeutiques	Variabilité point par point sur les courbes superposées, puis variabilité moyenne sur tout le cycle.	Grande variabilité sur tous les paramètres. Maximum observé pour rotation hanche, progression du pieds et décisions thérapeutiques.

Gorton a évalué la variabilité cinématique d'un même sujet adulte entre 12 laboratoires d'analyse de la marche (Gorton & coll. 2001). Deux laboratoires utilisaient un protocole différent des dix autres. Deux équipes différentes ont effectués les tests dans chaque laboratoire, enregistrant 10 essais sur plusieurs sessions. Les transformées de Fourier des courbes cinématiques ont été comparées entre elles pour calculer une variabilité entre cliniciens, entre laboratoires et entre sessions. Un modèle rigide équipé avec des marqueurs (distance et angles connus entre les segments) a fait l'objet d'un outil de vérification de précision et de justesse des 12 systèmes de mesure.

Les résultats ont montré qu'une grande variabilité cinématique existait entre équipes (cliniciens) :  $7^\circ$  en rotation de hanche et  $4,5^\circ$  en flexion de genou. Ces valeurs étaient plus faibles entre laboratoires ( $5,5^\circ$  en rotation de hanche et  $4^\circ$  en flexion de genou). Il a été également remarqué que les valeurs faisant intervenir le calcul du centre articulaire (surtout pour la hanche) et l'alignement de marqueurs (progression du pied) montraient des erreurs plus élevées que les autres paramètres. La majeure limite de cette étude vient de l'utilisation d'un seul sujet (adulte) pour l'obtention des résultats.

Une étude du même principe a été menée sur 11 patients IMC qui ont effectués l'AQM dans 4 laboratoires différents (Noonan & coll. 2003). Là aussi deux protocoles différents sont envisagés entre les 4 laboratoires. L'étude de variabilité portait sur les paramètres de l'examen clinique, la cinématique, la cinétique, les paramètres spatio-temporels, l'apparition des pics d'activité musculaire, et les décisions thérapeutiques prises à l'issue de l'examen. Concernant la cinématique et la cinétique, la moyenne des largeurs des patterns de courbes sur tout le cycle a été calculée pour les 4 examens pour chaque variable. Un indice de variabilité a été aussi calculé. Une large variabilité existait pour tous les paramètres. Elle était le plus élevée pour la rotation de hanche, et la progression du pied. La grande variabilité était aussi présente dans les décisions thérapeutiques.

Les auteurs avaient reliés les grandes variabilités à plusieurs aspects : différence de protocole, différence d'équipes (que ça soit pour la pose des marqueurs ou la philosophie de traitement de l'IMC) et la variation de la marche chez un IMC. Il est certain que ce dernier élément a du augmenter l'estimation des incertitudes. Les auteurs ont regardé également la variabilité des bases de données de sujets asymptomatiques entre les laboratoires, et ont remarqué une diminution des incertitudes de 66% par rapport à la variabilité étudiée chez les IMC.

## **b) Etude de Monte Carlo**

Une autre méthode d'estimation des incertitudes existe dans la littérature, basée sur les simulations de Monte Carlo. Cette technique consiste à observer le comportement et les résultats d'un système ou d'un processus en injectant dans un algorithme numérique des échantillons de paramètres aléatoires (Metropolis & coll. 1949; Robert & coll. 2004). La méthode de Monte Carlo est utilisée dans plusieurs domaines comme l'économie et le biomédical (Dumas & coll. 2003; Laz & coll. 2007) et est facile à mettre en œuvre. Pour pouvoir appliquer ces simulations, il faut modéliser le processus et connaître les incertitudes existantes sur les données d'entrées.

Cette méthode s'avère intéressante pour observer l'effet d'une incertitude donnée sur la sortie du processus. Elle est intéressante également dans le cas où la répétabilité est difficile à mettre en place.

Le dernier paragraphe de l'ANNEXE 1 : Incertitudes de Mesures, résume la mise en place de cette technique.

### *Synthèse*

Nous remarquons (d'après le Tableau 2) que la majorité des études de répétabilité inter et intra-session calculent les CMC ou le CV pour évaluer les incertitudes sur les angles dans chaque plan de l'espace ou sur les paramètres spatio-temporels. Notons que, l'incertitude de mesure du Gillette Gait Index (Schutte & coll. 2000) a été évaluée chez l'enfant sain uniquement (Romei & coll. 2004). Cependant, nous estimons que l'incertitude existante sur ce score chez les sujets pathologiques pourrait être plus élevé.

## **C. Conclusion intermédiaire**

Cette première étude bibliographique sur l'analyse quantifiée de la marche a montré qu'il existe plusieurs protocoles d'analyse de la marche. Le protocole le plus utilisé dans la littérature chez les enfants IMC est celui de Davis (Davis & coll. 1991) qui utilise 14 marqueurs avec la cartographie d'emplacement de Helen Hayes (du nom de l'hôpital). L'utilisation de ce protocole nous facilitera également la comparaison avec les résultats existants dans la littérature surtout chez les IMC.

Une base de données de sujets sains doit être également mise en place pour pouvoir effectuer des comparaisons entre le pattern de marche du patient et la marche non pathologique. Les paramètres spatio-temporels, cinématiques, cinétiques et le GGI devront être calculés afin de quantifier ces patterns de marche et d'objectiver par la suite l'interprétation clinique.

Cette analyse bibliographique a également montré que chaque laboratoire doit estimer ses incertitudes pour donner un intervalle de confiance à ses résultats. Plusieurs méthodes existent pour évaluer les incertitudes de mesures par étude de répétabilité. La méthode la plus utilisée est celle des CV et des CMC (coefficient de corrélation multiple) donnant des indices de variabilité en % ou entre 0 et 1. Le clinicien dans sa pratique courante va regarder de plus près des valeurs numériques bien précises sur les courbes cinématiques, telles que la valeur de flexion maximale de genou en phase oscillante, l'amplitude de flexion-extension de la hanche, l'attaque du pied au sol, la rotation de la hanche, etc.

Il sera donc intéressant d'estimer les incertitudes de mesure sur des paramètres significatifs de l'analyse de la marche (paramètres spatio-temporels, cinématique, GGI) en calculant leur intervalle de confiance à 95%. Ces incertitudes peuvent être calculées par méthode de répétabilité qui prend en compte tous les types d'incertitudes. La méthode de Monte Carlo peut être utilisée quand la répétabilité est difficile à effectuer comme chez les enfants IMC.

## 2. Architecture des Membres Inférieurs

---

Comme il a été remarqué dans l'étude du contexte clinique, l'architecture du squelette chez les IMC s'intègre dans la chaîne d'évolution de cette pathologie. Cette architecture, est non seulement essentielle dans la définition du comportement de la marche normale ou pathologique, mais est assujettie à des déformations durant la croissance de l'IMC. Il s'agit de vices architecturaux qui apparaissent surtout dans le plan transverse et qui induisent des modifications des bras de levier au niveau du fémur (angle cervicodiaphysaire et antéversion fémorale) et au niveau du tibia (en torsion interne ou externe) dans les trois plans de l'espace (Bobroff & coll. 1999; Davids & coll. 2003; Rethlefsen & coll. 2006; Mallau & coll. 2008).

Nous développerons dans cette partie les méthodes et moyens dont dispose la clinique pour l'exploration de l'architecture des membres inférieurs.

### A. Méthode clinique

L'évaluation des paramètres torsionnels des membres inférieurs doit commencer par l'observation de la marche, afin de détecter des anomalies de l'angle de progression du pas. En regardant l'orientation des patellas, nous pouvons avoir une idée du niveau dans lequel siègent les anomalies rencontrées.

Ensuite, avec le patient en décubitus ventral et les genoux fléchis à 90°, nous pouvons mesurer les torsions fémorales et tibiales (Presedo & coll. 2005) (Figure 17). L'antéversion fémorale peut être estimée en faisant une manœuvre de rotation interne de la hanche jusqu'à obtenir une saillie maximale du grand trochanter au niveau de la face externe de la cuisse ; l'angle formé entre l'axe longitudinal de la diaphyse tibiale et la verticale représente le degré d'antéversion du col du fémur (Staheli 1977). Cette méthode de mesure de la torsion fémorale représente une variante de celle décrite par Netter dans sa thèse doctorale (Netter 1940).

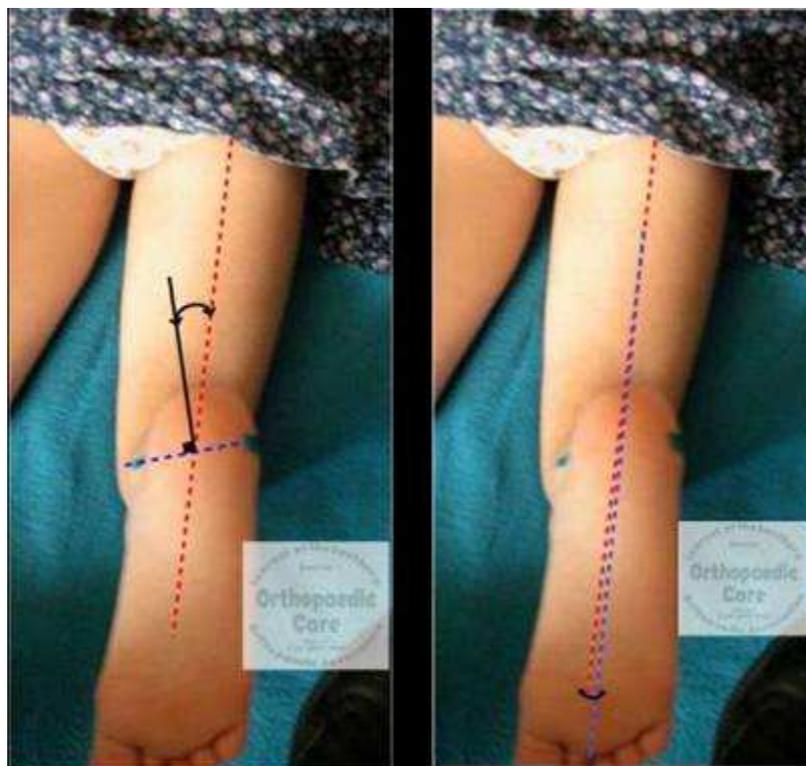


Figure 17 - Mesure de l'antéversion fémorale (Presedo & coll. 2005)

En ce qui concerne la torsion tibiale, deux techniques sont les plus couramment utilisées (Figure 18) : calcul de la valeur de l'angle formé entre l'axe fémoral bicondylien et l'axe bimalléolaire tibial, calcul de l'angle cuisse-pied ; simple à obtenir mais cette mesure est moins précise que la précédente car elle est dépendante de l'alignement correct de l'arrière-pied (Staheli 1977; Ruwe & coll. 1992).

Ruwe *et al.* ont comparé la méthode clinique aux méthodes radiologiques (Ruwe & coll. 1992). Ils ont évalué l'erreur de mesure pour la méthode clinique concernant l'antéversion fémorale, selon la technique de Netter, en prenant comme valeur de référence la mesure per-opératoire. L'erreur était inférieure à 4°. Le coefficient de corrélation entre les mesures cliniques et les mesures per-opératoires était de 0.9. Pour la méthode radiographique (technique de Magilligan) l'erreur de mesure était de 9°, avec un coefficient de corrélation de 0.3. Les valeurs de torsion fémorale obtenues par tomodensitométrie étaient inférieures à celles obtenues en per-opératoire (moyenne  $-29,6^{\circ} \pm 31,8^{\circ}$ ) et la corrélation était de 0.4.

Concernant la répétabilité inter opérateur, l'intervalle de reproductibilité était entre 0° et 15°. Les valeurs de reproductibilité rapportées par Netter étaient entre 5° et 10° (Netter 1940). Ces résultats ont permis aux auteurs de conclure qu'une erreur de mesure de 4° était acceptable du point de vue clinique, la méthode de mesure était considérée simple, non irradiante et répétable, ils ont définitivement abandonné l'utilisation de méthodes radiologiques pour la mesure de l'angle d'antéversion fémorale.



**Figure 18- Méthodes de mesure de la torsion tibiale (Gauche : axe bimalléolaire, Droite : angle cuisse-pied) (Presedo & coll. 2005)**

## B. Méthodes radiologiques

Pour mesurer les déviations axiales des membres inférieurs, dans le plan frontal, la technique la plus utilisée consiste à mesurer les angles manuellement, à partir de la réalisation d'un pangonogramme (Stricker & coll. 1994). Ceci est une radiographie de l'ensemble des membres inférieurs, réalisée debout, de face et en appui bipodal, qui permet de calculer les angles fémoro-tibiaux mécaniques et anatomiques, à partir du traçage des axes mécaniques et anatomiques du fémur et du tibia respectivement.

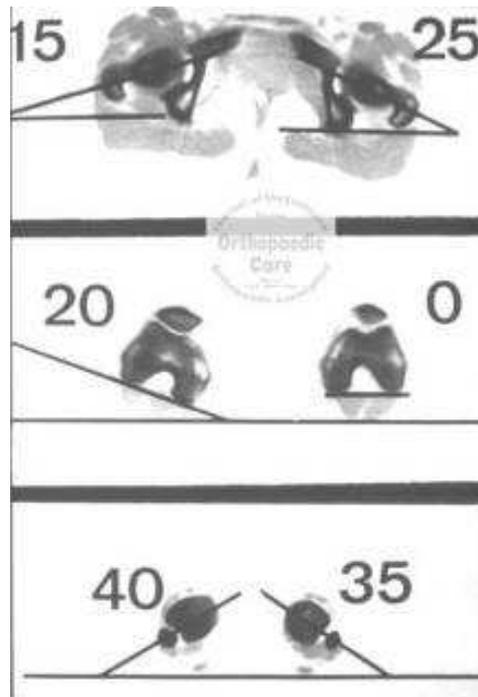
Concernant les déviations dans le plan transversal (torsions), les méthodes basées sur la radiographie simple sont peu utilisées car elles sont nombreuses et complexes. Leur difficulté tient à la nécessité de rechercher des points de repères anatomiques précis et reproductibles selon des positions de référence particulières; le calcul de la valeur des angles se fait à partir des valeurs des axes, tracés sur deux clichés radiographiques orthogonaux, soit en utilisant des formules trigonométriques, soit directement. Les incertitudes de mesure rapportées dans la littérature varient entre  $5^\circ$  et  $10^\circ$  (Phillips & coll. 1985; Ruwe & coll. 1992).

La tomodensitométrie est considérée par certains auteurs comme la méthode la plus précise pour mesurer la torsion fémorale (Figure 19). La technique consiste à obtenir deux coupes axiales, une qui passe à travers le col fémoral et un autre qui passe à travers des condyles fémoraux, avec le patient en décubitus dorsal, les hanches en position neutre et les rotules au zénith. La coupe la plus adéquate pour tracer l'axe du col fémoral est celle qui contient le pôle supérieur du grand trochanter. Si la première coupe obtenue n'est pas satisfaisante, d'autres coupes sont réalisées à intervalles de 5-10 mm. Des études ont évalué la reproductibilité de cette méthode de mesure et ont rapporté une incertitude inter opérateur de  $3^\circ$  (Hernandez & coll. 1981). D'autres études ont estimé l'incertitude de mesure à  $3,6^\circ$  et la précision à  $1^\circ$  sur des études in vitro (Murphy & coll. 1987).

L'antéversion fémorale est calculée à partir de l'axe du col fémoral et la bissectrice de l'angle formé entre les lignes bicondylienne antérieure et postérieure; cette bissectrice représente l'axe dit transcondylien.

La tomodensitométrie présente l'inconvénient d'une dose d'irradiation environ dix fois plus élevée que la radiographie biplanaire, mais la technique de réalisation est plus simple, plus reproductible et plus précise, comparée aux différentes méthodes radiologiques (Hernandez & coll. 1981; Ruwe & coll. 1992).

La torsion tibiale est calculée à partir de deux coupes horizontales, une passant par les plateaux tibiaux et l'autre passant par le plan bimalléolaire. Les points les plus saillants des plateaux tibiaux (antérieur et postérieur; deux par plateau) sont repérés afin de tracer la bissectrice aux plateaux. La même procédure est suivie au niveau des malléoles. En faisant une superposition des deux images, l'angle de torsion tibiale est directement calculé au niveau de l'intersection entre les bissectrices des plateaux tibiaux et des malléoles (Stuberg & coll. 1991). Les incertitudes de mesure rapportées dans la littérature varient entre  $5^\circ$  et  $10^\circ$  (Jakob & coll. 1980; Laasonen & coll. 1984; Lang & coll. 1998).



**Figure 19- Mesure de l'antéversion fémorale et de la torsion tibiale par tomodensitométrie (Presedo & coll. 2005)**

L'IRM peut être utilisé pour mesurer l'antéversion fémorale mais, malgré l'avantage en terme d'absence de radiation, cette technique reste peu utilisée car elle est coûteuse et sa réalisation chez l'enfant nécessite souvent une sédation. D'une façon similaire à la technique utilisée pour le scanner, deux coupes axiales sont nécessaires : une coupe oblique parallèle au col du fémur et une autre coupe, passant par le centre des condyles. L'axe du col fémoral et l'axe bicondylien postérieur sont tracés sur les coupes. La torsion fémorale est calculée à partir de deux angles : l'angle  $\alpha$ , entre l'axe du col fémoral et une ligne transversale ; et l'angle  $\beta$ , entre l'axe bicondylien postérieur et la ligne transversale. La mesure de la torsion fémorale est obtenue par soustraction de ces angles (Tomczak & coll. 1997). Une incertitude de mesure de  $10^\circ$ , discrètement inférieure à celle obtenue avec le scanner, était obtenue, ainsi qu'une bonne corrélation entre les mesures réalisées avec l'IRM et celles obtenues avec le scanner ( $r=0.77$ ).

### C. Méthode échographique

Cette technique présente l'avantage de l'absence d'irradiation et d'être peu coûteuse ; par contre, des petites variations par rapport au positionnement de la sonde entraînent des différences importantes dans la mesure des angles. L'obtention des images échographiques est réalisée avec le patient en décubitus dorsal et les rotules au zénith. La sonde est placée en position perpendiculaire à la diaphyse fémorale et glissée vers le plan des condyles, pour obtenir une image qui permettra de tracer l'axe transcondylien. Elle est déplacée ensuite vers le plan du col fémoral de façon à repérer le grand trochanter et la tête et tracer ainsi l'axe du col. A partir de ces deux axes, d'une façon identique à celle

décrite pour le scanner, l'antéversion fémorale peut être calculée (Phillips & coll. 1985; Upadhyay & coll. 1990). L'étude de Phillips a montré, par une étude in vitro, une incertitude de mesure de 20° (2SD) et une sous-estimation statistiquement significative des valeurs mesurées, par rapport aux valeurs de référence obtenues à partir de fémurs cadavériques (Phillips & coll. 1985).

La reproductibilité de la méthode échographique pour mesurer la torsion tibiale a été effectuée (Joseph & coll. 1987). Les échographies ont été réalisées avec le sujet en décubitus ventral. Les repères ont été le bord postérieur des plateaux tibiaux et le bord postérieur de la surface articulaire distale du tibia. Pour obtenir la coupe proximale, la sonde a été initialement placée parallèle aux condyles fémoraux et ensuite déplacée vers la surface articulaire du tibia. Pour obtenir la coupe distale, la sonde a été placée parallèle à la diaphyse tibiale de façon à repérer le cartilage de croissance distal et ensuite tournée de 90° pour la placer parallèle à la surface articulaire distale du tibia. L'angle mesuré entre l'axe des plateaux tibiaux (bord postérieur de l'articulation proximale) et l'axe du bord postérieur de l'articulation distale représente la torsion tibiale. L'incertitude de mesure obtenue dans cette série était de 8,2°.

## D. Méthodes 3D

L'analyse quantifiée de la marche permet de calculer des angles articulaires dans les 3 plans de l'espace en dynamique et en statique. C'est donc un moyen de calculer des angles inter segmentaires, mais ceci reste une approche externe du squelette.

Des études ont analysé la corrélation entre les valeurs de trois paramètres cliniques (antéversion fémorale, angle tibial bimalléolaire et angle cuisse-pied) obtenues par repérage clinique, par tomodensitométrie, et les courbes de cinématique du membre inférieur dans le plan transversal (Aktas & coll. 2000). Une bonne corrélation entre les mesures cliniques ( $r=0.6$ ), tomodensitométriques ( $r=0.7$ ) et les courbes de cinématique articulaire, a été trouvée pour la torsion tibiale. Pour l'antéversion fémorale, ni les mesures cliniques ni les mesures radiologiques ne sont prédictives de la rotation de hanche (cinématique dans le plan transversal) lors de la marche. Les auteurs signalent le fait que la rotation de hanche pendant la marche est dépendante de l'antéversion fémorale mais aussi d'une composante dynamique qui est très variable et qu'il n'y a pas de corrélation avec la composante anatomique. La question qui est désormais posée est si l'objectif thérapeutique serait de rétablir des valeurs anatomiques normales ou bien de corriger les anomalies retrouvées sur les courbes de cinématique articulaire.

D'autres études ont étudié les causes de marche avec un angle de progression du pas vers l'intérieur, chez les enfants IMC (Rethlefsen & coll. 2006). Ces auteurs ont utilisé les courbes de cinématique pour évaluer les rotations du bassin et de la hanche ; l'examen clinique pour évaluer la torsion tibiale ; et la vidéo, l'électromyogramme et l'examen clinique pour évaluer la morphologie du pied. 37% des enfants IMC avaient de multiples anomalies à l'origine de leur marche avec l'angle de progression du pas vers l'intérieur ; la cause la plus fréquente était la rotation interne de hanche (avec excès

d'antéversion fémorale ou pas), suivie de la torsion tibiale interne. Chez les enfants hémiplegiques, la déviation du pied en varus était fréquente (43%), tandis que chez les patients diplégiques, l'angle de progression du pas vers l'intérieur s'associait à un varus du pied dans 8% des cas. Les auteurs concluent qu'il est important, d'évaluer chez les patients IMC les anomalies architecturales des membres inférieurs d'une façon globale afin d'éviter un traitement incomplet qui pourrait entraîner des troubles majeures.

Il est largement reconnu dans la littérature (Aktas & coll. 2000; Davids & coll. 2003) que le scanner est la méthode la plus précise pour le calcul de l'antéversion fémorale chez les enfants IMC. Par contre, la méthode 2D qu'utilise le scanner est limitée par des variables anatomiques (quand l'angle cervicodiaphysaire est élevé) ou positionnelles (quand les raideurs musculaires s'opposent au bon positionnement de l'enfant IMC dans le scanner). Dans des situations pareilles, le scanner 3D est plutôt recommandé (Sugano & coll. 1998).

Un logiciel de dimensionnement et de manipulation d'images est utilisé pour corriger les artefacts de mesures introduites par les vices architecturaux de l'IMC. La reproductibilité (intra et inter opérateur) et la précision (par rapport à un modèle connu de fémur) d'un logiciel commercial ont été estimées (Davids & coll. 2003) en 2D et en 3D. Des configurations de sujet sain et de sujet IMC ont été étudiées. Les auteurs ont eu une bonne reproductibilité inter opérateur quand à la méthode 2D chez les configurations sains et IMC et dans la méthode 3D pour la configuration saine (moyenne des erreurs < 4°). Elle était légèrement plus faible (<6°) dans le cas du 3D pour la configuration IMC.

Concernant la précision des valeurs, elle était médiocre dans les cas 2D et 3D quand le fémur avait une configuration comme chez les patients IMC.

## **E. Méthode stéréoradiographique**

La stéréoradiographie consiste à prendre deux clichés radiographiques calibrés à des incidences différentes (en général face et profil) (Dumas & coll. 2003). Les deux clichés numériques sont traités ensuite avec des techniques spécifiques : Il s'agit de relever sur les deux clichés des contours osseux et des points anatomiques bien précis pouvant être stéréo correspondants ou non stéréo correspondants. Des algorithmes permettront ensuite de reconstruire en 3D le squelette du patient en position debout. Plusieurs applications ont été réalisées sur la colonne vertébrale et sur les membres inférieurs (Le Bras & coll. 2002; Mitton & coll. 2002; Laporte & coll. 2003; Le Bras & coll. 2004; Pomero & coll. 2004; Mitton & coll. 2006). Des paramètres morphologiques peuvent être calculés sur les os reconstruits, comme des distances et des angles cliniques, en 3D et dans chaque plan de l'espace.



**Figure 20 - Reconstructions 3D à partir de la stéréoradiographie (système EOS®)**

Le système EOS® (collaboration LBM ENSAM, LIO Montréal, Biospace Med et Hôpital Saint Vincent de Paul) utilise la technique de stéréoradiographie avec l'avantage d'une basse dose d'irradiation (8 à 10 fois moins qu'une radiographie normale) basé sur les travaux du Professeur G. Charpak, prix Nobel de physique en 1992. Ce système permet aussi la prise de clichés simultanés face et profil de la tête aux pieds, donc une analyse globale du squelette, en position debout (Figure 20).

La précision et la reproductibilité des reconstructions 3D et des paramètres cliniques ont été étudiées dans la littérature (Mitulescu & coll. 2002; Pomero & coll. 2004; Mitton & coll. 2006; Gille & coll. 2007). Diverses pathologies ont déjà été étudiées, surtout la scoliose. Cependant l'étude de la reconstruction 3D des membres inférieurs chez des enfants n'a pas été effectuée auparavant.

## F. Conclusion intermédiaire

Cette deuxième revue bibliographique a montré les différentes méthodes existantes pour étudier l'architecture des membres inférieurs et de calculer les angles qui la quantifient.

Les troubles de l'appareil locomoteur de l'enfant IMC entraînent des déformations osseuses dans les trois dimensions de l'espace. Plusieurs paramètres radiologiques sont calculés pour quantifier ces déformations dont l'angle cervicodiaphysaire, l'antéversion fémorale, la torsion tibiale, etc.

Il est connu que l'enfant IMC développe le plus souvent des troubles rotationnels. Donc une connaissance de ces troubles au niveau du bassin, de la hanche, du fémur, du tibia et du pied est primordiale afin de localiser la pathologie.

Si le calcul de l'antéversion fémorale est bien défini dans la littérature, celui de la torsion tibiale n'est pas précis et les axes utilisés pour calculer ces angles ne sont pas identiques (Davids & coll. 2007). Les techniques directes s'appuient sur des méthodes d'ultrasons (peu utilisées car peu précises) ou de CT scan. En raison du caractère irradiant du scanner, 2 à 5 coupes sont réalisées seulement, et la précision des mesures restent limitées (plus de 10°). La technique indirecte (clinique) est non irradiante mais reste également peu précise (erreur inter-observateur de  $\pm 11^\circ$  en moyenne).

Par ailleurs, le terme utilisé par les anglo-saxons « skeletal malalignment » chez le patient IMC met en évidence l'importance d'avoir, non seulement une description géométrique de chaque segment squelettique, mais aussi une approche globale de l'architecture des membres inférieurs en charge chez ces patients afin de cerner au mieux les troubles de la locomotion et des bras de leviers.

Le système de stéréoradiographie à basse dose d'irradiations, EOS<sup>®</sup> (Biospace Med) permet de reconstruire les membres inférieurs personnalisés d'un sujet en position debout. La faisabilité de son utilisation chez l'enfant n'a pas encore été abordée.

Devant ce constat, nous avons décidé d'examiner les potentialités de l'utilisation de ce système dans l'exploration et la quantification de l'architecture des membres inférieurs chez l'enfant IMC.

### 3. Exploration Musculaire

---

---

Nous avons remarqué dans le contexte clinique de l'étude que la majorité des traitements orthopédiques chez l'enfant IMC concernent les muscles, afin d'éviter l'aggravation et l'installation des déformations osseuses. Il s'agit d'injection de toxine botulique, allongement musculaire, transfert tendineux ou ténotomie.

En général, l'équipe médicale se base sur l'examen clinique pour l'étude des spasticités et des raideurs musculaires ainsi que sur un examen d'EMG dynamique pour enregistrer l'activité des muscles durant la marche du sujet.

Une étude menée sur la décomposition du signal EMG en ondelettes a montré la possibilité de quantifier les types de dysfonctionnement musculaire chez 17 IMC diploïques, comparés à 36 sujets sains (Wakeling & coll. 2007). Les auteurs avaient remarqué que les muscles des patients IMC généraient des fréquences élevées d'EMG et que les types de co-activations musculaires entre muscles antagonistes étaient différents entre les deux populations étudiées.

Cependant, la connaissance de la longueur du corps musculaire et celle du tendon ainsi que de la géométrie globale du muscle reste un élément primordial pour comprendre le comportement de l'unité musculo-tendineuse (Davids 2007). Nous survolerons dans la première partie de cette étude bibliographique les intérêts de la connaissance de la géométrie musculaire chez les patients IMC, pour s'attarder en deuxième partie sur les méthodes disponibles pour acquérir cette géométrie.

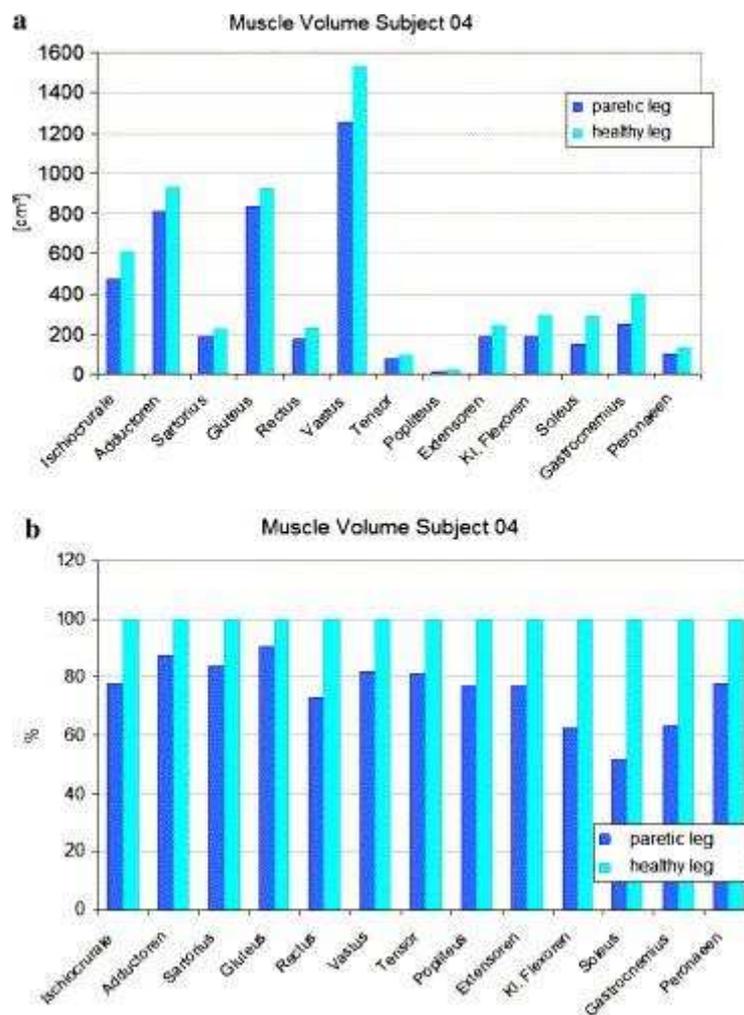
#### A. Intérêts de la géométrie musculaire personnalisée chez l'IMC

Plusieurs auteurs soulignent l'importance de la détermination de la géométrie musculaire personnalisée (Arnold & coll. 2000; Zajac & coll. 2003; Blemker & coll. 2007) pour déterminer les volumes musculaires, les aires physiologiques et les bras de levier afin de personnaliser des modèles biomécaniques génériques.

D'ailleurs, la dose optimale de toxine botulique injectée est liée au volume du muscle à injecter. La méthode recommandée pour le dosage de la toxine est basée sur un calcul par rapport à la masse du sujet. Une étude a été menée sur 11 jambes humaines cadavériques (Bandholm & coll. 2007). Les volumes des gastrocnémiens et du soléaire ont été mesurés par déplacement d'eau et par ultrason. Des formules de régression pour le calcul du volume ont été établies en utilisant deux variables :

l'épaisseur du muscle et la longueur de la jambe. Cependant des erreurs de 10% ont été trouvées (Bandholm & coll. 2007).

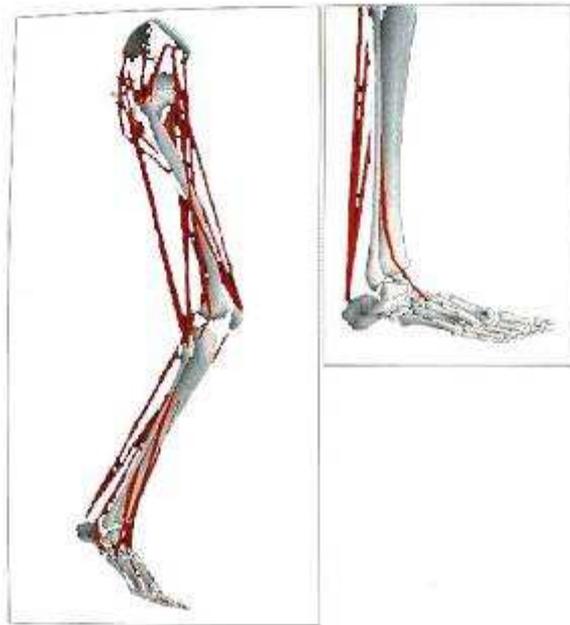
La spasticité chez l'enfant IMC entraîne une atrophie (perte de volume) musculaire qui s'avère importante à quantifier. Une étude sur 16 IMC hémiparétiques a calculé les volumes, longueurs et aires maximales des côtés atteints et non atteints en utilisant des coupes IRM axiales (Lampe & coll. 2006). Les contours musculaires sont détectés manuellement sur chaque coupe puis reconstruits en 3D. Les muscles de la partie atteinte au niveau de la cuisse et de la jambe ont diminué de volume de 84% et de 72% respectivement par rapport au côté non atteint (Figure 21).



**Figure 21 - Volumes Musculaires des Membres Inférieurs chez un Hémiparétique. Côté sain v/s atteint. a) volumes réels en cm<sup>3</sup> b) volumes normalisés en %.** (Lampe & coll. 2006)

Le calcul de la longueur musculaire, surtout durant la marche est étudié dans la littérature grâce à des modèles biomécaniques. Le modèle musculaire le plus connu (SIMM) est celui de Scott Delp (Delp & coll. 1990; Delp & coll. 2007). La géométrie des membres inférieurs dans ce modèle utilise une reconstruction 3D à partir de pièces cadavériques. Une personnalisation est possible en injectant dans

le modèle la cinématique et la cinétique du sujet. La géométrie reste peu-personnalisée puisqu'une simple multiplication par un facteur d'échelle est effectuée (Figure 22).



**Figure 22 - Modèle SIMM : application pour une simulation de chirurgie (Delp & coll. 1990)**

Plusieurs études utilisent ce modèle en simulation, surtout les études des profils de marche pathologiques comme le genou raide ou la triple flexion.

Une étude basée sur le modèle SIMM a étudié la longueur (origine - insertion) et la vitesse d'allongement des ischio-jambiers et du psoas dans le cas du crouch gait (van der Krogt & coll. 2007). Il a été montré que chez des sujets sains simulant la marche en crouch, le psoas était raccourci et non les ischio-jambiers.

D'ailleurs ce sujet est très controversé dans la recherche sur ce domaine, et l'allongement des ischio-jambiers est de moins en moins pratiqué en crouch. Il aboutit parfois à une flexion de hanche exagérée en phase d'appui, ou une flexion insuffisante au niveau du genou en phase oscillante. Pour cela, une connaissance exacte de la longueur muscle-tendon durant la marche en triple flexion (ou autre pathologie) est indispensable pour le choix de la chirurgie.

L'équipe de Delp a validé le modèle de SIMM à travers une étude comparative des longueurs de muscles par rapport à l'IRM (Arnold & coll. 2001). Ils ont pu démontrer que lorsque le modèle générique est mis à l'échelle puis déformé correctement selon la géométrie du fémur du sujet (en se basant sur l'antéversion fémorale et l'angle cervicodiaphysaire) les erreurs sur la longueur des ischio-jambiers et du psoas étaient inférieures à 5mm et 3mm respectivement. Ils en concluent qu'un modèle générique déformable avec un nombre limité de données personnalisées sur le sujet permet une bonne et rapide estimation des longueurs des jumeaux et du psoas. Nous retenons ainsi l'importance de la précision et de la personnalisation de la géométrie musculaire.

Une autre étude menée par l'équipe de Delp autour du même sujet (Arnold & coll. 2005; Arnold & coll. 2007) examine la contribution musculaire dans l'accélération angulaire de la hanche et du genou. Les auteurs retiennent de cette étude l'importance de considérer tous les muscles, pouvant contribuer au mouvement de plusieurs articulations.

Rappelons que le modèle SIMM, comme plusieurs modèles existants dans la littérature, utilise des muscles en représentation filaire, et non pas une approche volumique. Cependant, une certaine originalité existe dans le modèle de Delp, c'est l'utilisation de via-points, où la trajectoire du muscle est forcée à traverser par ces points, et ne reste plus comme une ligne directe entre l'insertion et la terminaison du muscle (Seireg & coll. 1989). D'autres études ont également personnalisé les trajectoires des muscles superficiels par méthodes non-invasives en pointant les trajectoires des muscles sur le sujet en position debout, par technique de capture optoélectronique (Bonnetoy & coll. 2007).

D'autres éléments rentrent en jeu dans la personnalisation des géométries musculaires, comme la définition des insertions. La plupart des études se basent sur des planches anatomiques ou des mesures directes sur pièces cadavériques (Brand & coll. 1982; White & coll. 1989; Kepple & coll. 1994; Kepple & coll. 1998). Pal a montré dans son étude l'intérêt de la personnalisation de ces insertions dans la quantification de la géométrie musculaire (Pal & coll. 2007). La personnalisation des zones d'insertions musculaires a été abordée dans la littérature par l'utilisation de l'IRM (Kaptein & coll. 2004) ou par mesures cliniques (Jenkins & coll. 2003).

## B. Méthodes utilisées

### B.1. Ultrasons

L'utilisation des ultrasons (US) est une nouvelle technique qui s'avère suffisamment précise au niveau du calcul du volume musculaire (Delcker & coll. 1999; Weller & coll. 2007).

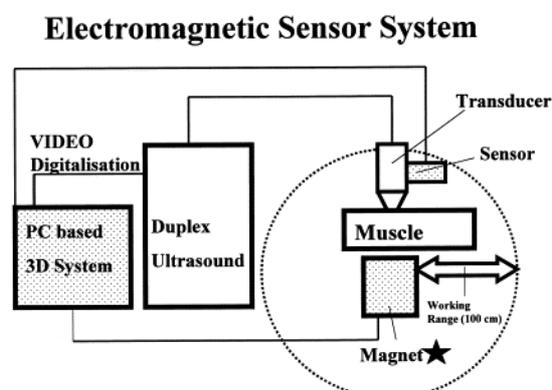


Figure 23 - Technique de reconstruction 3D des muscles par ultrasons (Delcker & coll. 1999)

Cette technique utilise les acquisitions ultrasons 2D effectuées sur le muscle (Figure 23). Ces coupes sont enregistrées dans une station de travail. Un champ magnétique est créé autour du muscle pour pouvoir localiser les coupes. En connaissant la position des coupes, une reconstruction 3D du volume est possible par interpolation des coupes US transversales. Une coupe frontale est nécessaire pour délimiter les deux extrémités du muscle (Figure 24).

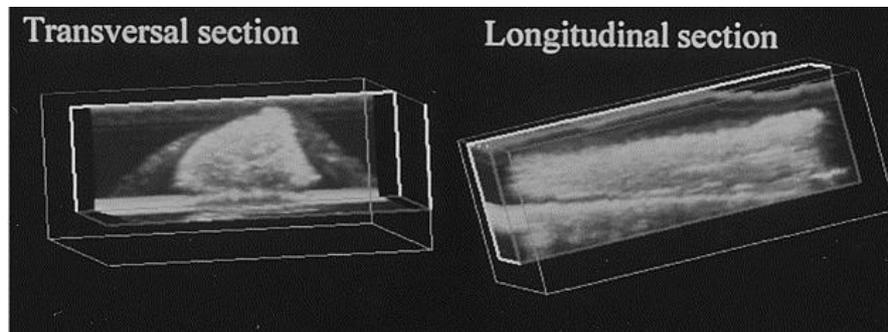


Figure 24 - Coupes musculaires par Ultrasons : transversale et longitudinale (Delcker & coll. 1999)

La précision et la répétabilité étaient validées en comparant les volumes calculés par Ultrason-3D, CT-scan et le déplacement d'eau sur des muscles cadavériques. Cependant cette technique n'a pas encore été validée in-vivo.

## B.2. Image par Résonance Magnétique

La plupart des recherches menées sur la reconstruction 3D des muscles utilisent la détection manuelle des contours musculaires sur des coupes axiales jointives d'IRM (Cordier & coll. 1998; Asakawa & coll. 2004; Blemker & coll. 2005) (Figure 25). Une interpolation de type spline entre les différents contours permet d'obtenir la géométrie 3D. De part le grand nombre de coupes à traiter, ces techniques sont très coûteuses en temps.

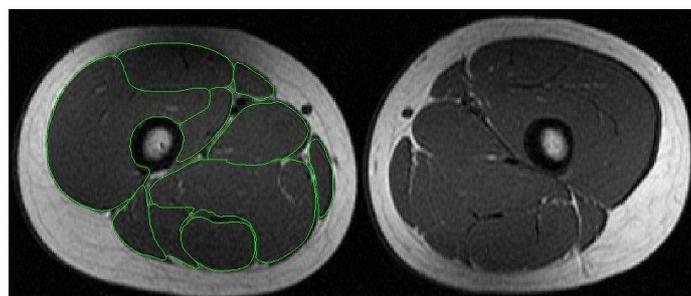


Figure 25 - Délimitation des contours musculaires sur les coupes IRM

D'autres auteurs (Cordier & coll. 1998) proposent de déformer un muscle générique de manière à minimiser l'énergie de déformation et à faire correspondre aux contours sur les images du sujet. L'inconvénient de cette technique étant que l'objet initial doit être proche de l'objet à reconstruire. Pomero (Pomero & coll. 2002) propose d'obtenir une géométrie personnalisée des muscles du rachis

en déformant un objet générique grâce à la connaissance des points d'insertions et de contours des muscles sur des clichés IRM.

Jolivet propose (Jolivet 2007) une méthode innovante de reconstruction musculaire tridimensionnelle personnalisée. Elle est basée sur la détection manuelle d'un nombre réduit de contours musculaires sur des coupes axiales d'IRM. Cette technique permet d'obtenir une bonne précision sur les volumes musculaires (erreur <5%) dépendamment du nombre de coupes choisi pour la détection des contours.

Les contours musculaires sont modélisés par des ellipses. Des paramètres (barycentre, orientation de l'axe principal d'inertie, largeur et longueur du rectangle contenant l'ensemble du contours) sont calculées sur ces ellipses puis interpolés sur la totalité des coupes. L'ensemble de ces ellipses fournit un modèle paramétrique pré-personnalisé du muscle. Ensuite ce modèle est déformé pour s'ajuster aux contours numérisés sur les coupes IRM.

Cette méthode a été utilisée pour la reconstruction des muscles de la hanche (Jolivet & coll. 2008) puis de la cuisse et de la jambe (Südhoff 2007) chez les adultes.

Cette technique sera détaillée au dernier chapitre de cette thèse.

## **C. Conclusion intermédiaire**

Cette étude de littérature a mis en relief l'intérêt d'une connaissance de la géométrie musculaire dans la décision thérapeutique chez l'enfant IMC en particulier en ce qui concerne l'injection de toxine botulique et les chirurgies musculo-tendineuses. Il a été montré aussi l'importance de la personnalisation de cette géométrie dans la prise de décision chirurgicale.

La plupart des modélisations existantes en littérature utilisent une approche filaire des muscles et ne prennent pas en compte l'aspect volumique ni le trajet réel du muscle.

Les méthodes utilisées pour obtenir cette géométrie personnalisée tridimensionnelle, in vivo, sont le plus souvent basées sur des acquisitions IRM (le scanner étant très irradiant). La méthode développée au LBM (Jolivet 2007), et appliquée au niveau de la hanche, puis au niveau de la cuisse et quelques muscles de la jambe (Südhoff 2007), s'avère être facile à mettre en œuvre et précise.

De ce constat, nous avons décidé d'évaluer la possibilité d'utiliser cette méthode pour une reconstruction tridimensionnelle personnalisée des muscles des membres inférieurs chez l'enfant. Cette reconstruction nous permettra de quantifier la géométrie musculaire à travers des paramètres comme le volume, la longueur et les aires physiologiques.

## Chapitre III : Synthèse Bibliographique et Objectifs de la Thèse

---

---

Cette analyse du contexte clinique et de la bibliographie nous a permis de montrer la nécessité d'une approche globale des membres inférieurs dans la prise en charge thérapeutique de l'enfant IMC (Davids & coll. 2004; Hicks & coll. 2007). Une pathologie au niveau d'une articulation peut entraîner des problèmes dans les articulations sus et sous jacentes ainsi que des phénomènes de compensation.

Dans ce contexte, notre objectif est d'appréhender le diagnostic de l'IMC par une approche globale, tridimensionnelle et personnalisée basée sur l'analyse de la marche (une vue extérieure du mouvement), l'analyse géométrique du squelette (une vue intérieure architecturale) et l'analyse géométrique et fonctionnelle des muscles (une vue sur les actionneurs du mouvement).

La première partie de la revue de bibliographie nous a montré que le protocole d'analyse de la marche le plus adapté et le plus utilisé chez les enfants IMC est celui de Davis (Davis & coll. 1991). Certaines études ont montré l'importance de l'établissement d'une base de données de sujets sains pour chaque laboratoire. Ils ont évalué également les limites de l'AQM quant aux incertitudes de mesures sur les paramètres calculés dans cet examen. Les méthodes statistiques les plus utilisées dans l'estimation des incertitudes sont les calculs des CV et des CMC. Cependant ces coefficients ne donnent pas une incertitude liée directement à chaque paramètre calculé en AQM.

La deuxième partie de la revue bibliographique s'est focalisée sur les différentes méthodes existantes pour quantifier l'architecture des membres inférieurs. La méthode considérée la plus précise en pratique clinique, la tomodensitométrie, est très irradiante. La stéréoradiographie est une technique qui permet d'obtenir une reconstruction tridimensionnelle personnalisée des membres inférieurs à partir de deux clichés radiographiques calibrés, de face et de profil. Cependant cette méthode n'a pas encore été appliquée chez les enfants.

Enfin, la dernière partie de l'étude bibliographique a mis en relief l'importance de la quantification de la géométrie musculaire chez l'enfant IMC. Les techniques utilisées pour modéliser les muscles sont irradiantes (scanner) ou peu personnalisées (modèles filaires). La reconstruction 3D personnalisée des muscles des membres inférieurs à partir de clichés IRM, se basant sur un nombre réduit de coupes, s'avère intéressante (Jolivet 2007; Südhoff 2007; Jolivet & coll. 2008). Cependant cette méthode n'a pas encore été appliquée chez l'enfant IMC.

Suite à cette étude bibliographique, l'objectif de cette thèse a été décliné selon trois axes de recherche.

Le premier axe portera sur l'analyse quantifiée de la marche afin de mieux comprendre la marche de l'enfant IMC. Une base de données d'enfants sains sera établie pour servir d'élément de référence par rapport aux courbes des patients. Une estimation approfondie des incertitudes de mesure sera effectuée par une étude de répétabilité sur le protocole et par la méthode de Monte Carlo. Des données sur des patients IMC seront exploitées par la suite.

Le deuxième volet sera axé sur la reconstruction tridimensionnelle personnalisée des membres inférieurs afin d'analyser les vices architecturaux qui sont l'une des causes principales de patterns de marche de l'IMC. La faisabilité de la reconstruction 3D des membres inférieurs à partir de la stéréoradiographie chez les enfants, et les IMC, sera étudiée. Le calcul des paramètres décrivant l'architecture du squelette ainsi que leur estimation d'incertitudes de mesures seront effectués. Nous aborderons par la suite la faisabilité de combiner les membres inférieurs tridimensionnels personnalisés de l'enfant avec son analyse cinématique.

Le troisième axe portera sur le volet musculaire. La faisabilité de la reconstruction tridimensionnelle des muscles utilisant l'IRM sera étudiée ainsi que la quantification de cette géométrie chez l'enfant sain et IMC. Nous exposerons par la suite une étude préliminaire sur la combinaison des données de l'IRM avec la stéréoradiographie afin d'obtenir une reconstruction tridimensionnelle personnalisée des muscles des membres inférieurs en position debout.

Une étude de cas d'un même enfant IMC sera traitée à la fin de chaque chapitre en analysant son AQM, l'architecture de son squelette (par stéréoradiographie) et sa géométrie musculaire (par IRM).

## **Deuxième Partie : Travail Personnel**



## **Chapitre I : Analyse de la Marche chez l'Enfant Infirmes Moteur Cérébral**

---

---

L'examen de l'analyse de la marche est un élément essentiel dans la prise de décision thérapeutique chez l'enfant Infirmes Moteur Cérébral (IMC).

Pour effectuer cet examen, chaque laboratoire doit disposer de sa propre base de données de patterns cinématiques de marche non pathologique. En plus, les différentes incertitudes de mesures doivent être évaluées, pour connaître les intervalles de confiance des paramètres obtenus grâce à cet examen.

Ces deux points seront traités dans ce chapitre et seront suivis d'une exploitation des résultats sur enfants IMC qui ont effectué l'examen d'analyse de la marche dans notre laboratoire.

Nous avons participé dans le cadre de cette thèse à l'installation du Laboratoire d'Analyse de la Marche et du Mouvement à SESOBEL qui a eu lieu en Mai 2005.

# 1. Base de données de sujets sains et incertitudes de mesures

---

---

Nous exposerons dans cette partie l'exploitation de la base de données de sujets sains ainsi que l'estimation des incertitudes de mesure liés aux différents paramètres calculés dans l'examen de l'analyse de la marche.

## A. Matériels et Méthodes

### A.1. Echantillon

La base de données a regroupé 56 enfants asymptomatiques âgés entre 5 et 15 ans (moyenne=10 ans, écart-type = 3,16) qui ont passé l'examen de l'analyse de la marche.

Dix sept sujets, choisis aléatoirement parmi les 56, ont effectué l'examen deux fois (avec un délai d'une semaine), afin de mener l'étude de répétabilité.

Trente IMC de pathologies variées ont participé dans l'étude d'incertitude.

### A.2. Equipement et Protocole

Les examens de l'analyse de la marche ont eu lieu au Laboratoire d'Analyse de la Marche et du Mouvement du SESOBEL (SErvice SOcial pour le Bien-être de l'Enfant au Liban) : association de prise en charge d'enfant handicapés au Liban avec des services d'éducation, rééducation physique, pneumothérapie, ergothérapie, etc.

Le laboratoire installé au début de cette thèse, est équipé par un système optoélectronique VICON® pour la capture de mouvement :

- 6 caméras infrarouges numériques MX3 (fréquence d'acquisition 200 Hz)
- 2 plateformes d'efforts AMTI® encastrées au sol
- un électromyographe (EMG) dynamique à 10 canaux
- 2 caméras vidéo (face et profil)

Deux examens ont été effectués pour chaque sujet :

- Un examen d'analyse de la marche pour membres inférieurs avec EMG dynamique. Le protocole de Davis a été utilisé (Davis & coll. 1991) avec le set des marqueurs modifié de

Helen Hayes. Les muscles étudiés en dynamique étaient (en bilatéral) : les ischio-jambiers, le droit fémoral, le tibial antérieur, le triceps et le long péronier.

- Un examen d'analyse de la marche corps complet, utilisant un protocole combinant le protocole de Davis et celui de Goujon.

Deux physiothérapeutes ont effectué le placement des marqueurs pour les sujets dans un ordre aléatoire.

Les sujets ont marché à une vitesse normale le long d'une piste de marche de 15 m. Le modèle *Plug in Gait* de Vicon<sup>®</sup> a été utilisé pour le calcul des paramètres spatio-temporels, de la cinématique et de la cinétique. La pipeline de Workstation<sup>®</sup> a été utilisée pour le traitement de données : fill gap (à  $\pm 30$  échantillons) et filtre de woltring (avec un facteur de 10).

### A.3. Estimation de la précision du système

Dans le but d'estimer la précision du système de mesure dans la localisation d'un marqueur dans l'espace, une technique spécifique a été adoptée (Ehara & coll. 1995; Goujon 2006) utilisant le bâton de calibration du Vicon<sup>®</sup>. La distance entre les deux marqueurs extrêmes du bâton est de 240mm (mesure attestée par le constructeur grâce à une machine à mesurer tridimensionnel). Un essai en dynamique a été effectué, passant le bâton dans tout le volume de mesure. La distance entre les deux marqueurs extrêmes est calculée à chaque instant d'acquisition. L'erreur par rapport à la distance de référence est calculée ( $E_{r_i}$ ). Douze zones ont été définies pour diviser le volume d'acquisition en sous-volumes continus. La moyenne des erreurs  $M(E_{r_i})_j$  et l'écart-type  $\sigma(E_{r_i})_j$  sont calculés dans chaque sous-volume ( $j=1$  à 12).

L'erreur systématique est obtenue en calculant la moyenne des  $M(E_{r_i})_j$  tandis que l'erreur aléatoire est obtenue en calculant la moyenne des  $\sigma(E_{r_i})_j$ . La précision d'un marqueur dans l'espace est ainsi évaluée par la formule suivante :

$$\text{Précision} = \text{erreur systématique}/2 + 2 * \text{erreur aléatoire} / \sqrt{2}.$$

### A.4. Incertitudes sur le protocole

L'incertitude sur le protocole produite par l'erreur de localisation d'un marqueur dans l'espace a été estimée en utilisant les simulations de Monte Carlo. L'algorithme de *Plug in Gait*<sup>®</sup> (basé sur le protocole de Davis) a été programmé sous Matlab<sup>®</sup>.

Les positions 3D des marqueurs d'un essai de marche constituaient l'entrée du programme. Dix milles itérations ont été produites, en ajoutant un bruit blanc et un bruit gaussien sur les coordonnées des marqueurs. Le bruit blanc simulait l'erreur systématique de localisation d'un marqueur dans l'espace, et le bruit gaussien l'erreur aléatoire.

A partir d'une courbe de marche considérée comme référence, dix milles courbes cinématiques sont obtenues en sortie du programme pour le bassin, la hanche, le genou, la cheville et le pied dans les 3 plans de l'espace. A chaque pourcentage du cycle de marche, les écart-types sur les 10 000 valeurs d'angle sont calculées.

### **A.5. Paramètres calculés**

Un essai moyen a été calculé, utilisant au moins deux essais d'analyse de la marche valides de chaque sujet. Les paramètres cinématiques et leur temps d'apparition durant le cycle de marche ont été calculés sous Matlab<sup>®</sup> pour chaque sujet (Benedetti & coll. 1998; Goujon & coll. 2006) (Tableau 4).

Les paramètres spatio-temporels ont été calculés (Tableau 3) : cadence, temps du pas, temps de double appui, temps de simple appui, le pourcentage lors de passage de phase, longueur du pas, vitesse de marche, décollage du pied opposé, contact au sol du pied opposé.

Le Gillette Gait Index a été calculé sous Matlab<sup>®</sup>. Ce paramètre, dont la signification est précisée dans le Chapitre II : 1.A.5, utilise l'analyse en composantes principales pour calculer un score de normalité de marche chez un sujet.

Un cycle représentatif de la marche a été choisi pour chaque sujet dans le calcul de ce paramètre. Les 16 variables discrètes décrites par Shutte (Schutte & coll. 2000) ont été quantifiées :

pourcentage de passage de phase, vitesse de marche normalisée par rapport à la longueur des membres inférieurs, cadence, inclinaison (antéversion/rétroversion) moyenne du bassin, amplitude d'inclinaison du bassin, rotation moyenne du bassin, flexion minimale de hanche, amplitude de flexion/extension de hanche, maximum d'abduction de hanche en phase oscillante, rotation moyenne de hanche en phase d'appui, flexion du genou au contact initial, temps d'apparition de flexion maximale de genou, amplitude de flexion/extension de genou, maximum de flexion dorsale de cheville en phase d'appui, maximum de flexion dorsale en phase oscillante, et angle moyen de progression du pied en phase d'appui.

### **A.6. Analyse des données**

Cinématique, cinétique, forces d'appui au sol et paramètres spatio-temporels durant le cycle de marche ont été collectés pour tous les sujets.

Les valeurs moyennes  $\pm 1$  écart-type ont été calculés sur les courbes cinématiques, cinétiques et forces d'appui au sol pour construire une base de données et un élément de référence auquel seront comparées les courbes des patients.

#### **a) Cinématiques et variables spatio-temporelles**

Un essai moyen parmi les essais valides a été calculé pour chaque sujet. Les variables cinématiques et spatio-temporelles ont été extraites de cet essai ( $x_i$ ). Deux échantillons ( $x_{1i}$ ,  $x_{2i}$ ) existaient pour chaque paramètre, récoltés chez les 17 sujets qui ont effectué l'examen deux fois pour l'étude de répétabilité.

Des tests statistiques ont été effectués sur les deux échantillons (test de normalité et de Wilcoxon sous xlstat®).

Afin d'évaluer la différence entre les deux essais, l'écart inter-session a été calculée pour chaque paramètre :  $x_{di} = (x_{1i} - x_{2i})/2$  ainsi que son écart-type  $\sigma$  sur les 17 sujets.

L'Intervalle de Confiance à 95% est alors égale à :  $IC\ 95\% = 2\sigma$ . (Explications en ANNEXE 1 : Incertitudes de Mesures).

## **b) Gillette Gait Index (GGI)**

Pour tester la représentativité de la base de données de sujets sains et la fiabilité de l'indice, 36 sujets ont été utilisés dans le calcul de la base de données du GGI (groupe de référence). Le GGI a été ensuite évalué chez les 20 sujets restants de la base de données de sujets sains (groupe témoin). Le groupe témoin a inclus les 17 sujets qui ont participé à l'étude de répétabilité. Ceci permettra de calculer la variabilité inter-session du GGI quand les sujets n'ont pas participé dans la dérivation de ce score.

L'incertitude sur le GGI chez les patients a été calculée suivant la méthode de Monte Carlo à cause de la difficulté de répéter l'examen de marche chez des sujets IMC. (Explications en ANNEXE 1 : Incertitudes de Mesures).

Les courbes cinématiques des patients sont utilisées comme entrées pour les simulations (les courbes étant discrétisées à 51 points). Les paramètres du GGI ont été extraits de ces courbes.

Un bruit aléatoire, de 10 000 itérations et de moyenne nulle, a été ajouté sur chaque paramètre. L'écart-type du bruit était équivalent à l'écart-type de variabilité inter-session calculé chez les 17 sujets sains utilisés dans l'étude de répétabilité (voir calcul dans le paragraphe précédent).

Ainsi, 10 000 valeurs de GGI étaient calculées en bilatéral. Le deux écart-types des valeurs du GGI sur les 10 000 itérations a été déduit (IC à 95%). Cette simulation a été appliquée chez les sujets IMC (Tableau 5) ainsi que chez les sujets sains de répétabilité afin de valider la méthode de Monte Carlo.

## **B. Résultats**

### **B.1. Base de données**

Une base de données d'analyse de la marche non pathologique a été établie pour des enfants âgés entre 5 et 15 ans. Des corridors de normalité (Figure 26) ont été établis pour les courbes cinématiques, moments, puissances et efforts d'appui au sol, montrant la moyenne et  $\pm 1$  écart-type.

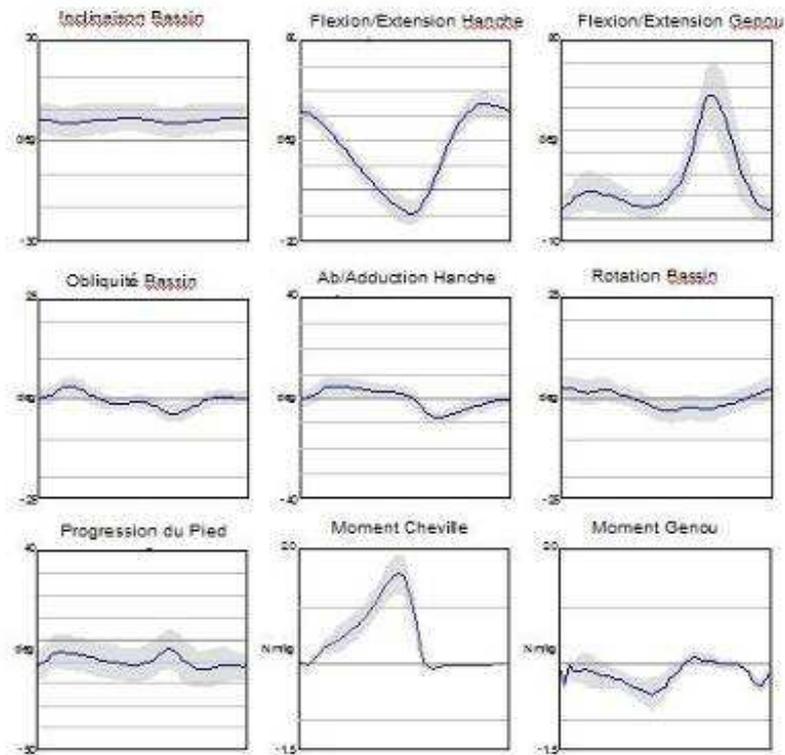


Figure 26 - Corridors de normalité. Exemples de cinématique et cinétique.

Les paramètres cinématiques ainsi que les paramètres spatio-temporels ont été calculés chez les 56 sujets sains (Tableau 3 et Tableau 4). Nous remarquons sur ces courbes les caractéristiques essentielles de la marche saine : l'extension de hanche en phase pré-oscillante, la flexion du genou lors de la mise en charge, l'extension en fin d'appui puis la flexion durant le passage du pied.

## B.2. Précision sur un marqueur

L'erreur de localisation d'un marqueur dans l'espace était de 0,8 mm. Cette erreur représente l'intervalle de confiance à 95%, pour un volume d'acquisition large (9m x 3m x 2,7m).

## B.3. Incertitudes : Cinématique et paramètres spatio-temporels

### a) Monte Carlo

La propagation de l'incertitude de mesure sur la localisation d'un marqueur dans l'espace, dans le protocole de Davis, simulée par la méthode de Monte Carlo, a montré une grande variabilité entre les plans et les articulations. Le maximum d'incertitude était trouvé dans le plan horizontal : 4° pour le genou et 3° pour l'angle de progression du pied. Le minimum d'incertitude se trouvait dans le plan sagittal et le plan frontal : 0,3° pour la hanche et le bassin. Les incertitudes sur les mesures cinématiques pour le genou et la cheville dans le plan sagittal étaient de 2,3° et 3,5° respectivement.

## b) Répétabilité

Concernant l'étude de répétabilité, il n'existait pas de différences statistiques entre les deux sessions chez les 17 sujets, et ceci sur tous les paramètres calculés ( $p > 0.05$ ).

Les IC à 95% sont présentés avec les valeurs moyennes des paramètres cinématiques et spatio-temporels (Tableau 3 et Tableau 4). Ce type de présentation a été retenu pour mettre en relief l'estimé d'incertitude sur chaque paramètre. Les deux écart-types montrent un maximum de l'incertitude de  $\pm 12^\circ$  pour la valeur de rotation de hanche (plan horizontal), et un minimum d'incertitude de  $2^\circ$  dans le plan sagittal et frontal (amplitude d'inclinaison du bassin, amplitude de flexion/extension de hanche, maximum d'abduction de hanche en phase oscillante) (Tableau 4). Les paramètres cinématiques du genou et de la cheville avaient leur IC entre 5 et  $8^\circ$ .

Le temps d'apparition des événements avait une incertitude entre 2% (pour le maximum de flexion de genou en phase oscillante) et 5% (pour la flexion dorsale maximale en phase d'appui).

Concernant les paramètres spatio-temporels (Tableau 3), l'IC était de 1,32 % du cycle de marche pour le passage en phase oscillante et de 0,13 m/s pour la vitesse de marche.

## B.4. Gillette Gait Index

Chez le groupe de référence des 36 sujets ayant contribué dans la base de données du GGI, la moyenne était de 15, avec un minimum de 8 et un maximum de 21. Chez le groupe témoin de 20 sujets qui n'ont pas contribué dans la dérivation de l'indice, la moyenne du GGI était de 27 (9-45,5). La répétabilité inter-session chez les 17 sujets sains faisant partie du groupe témoin était de  $\pm 12$  (IC à 95%).

Les simulations de Monte Carlo chez les sujets asymptotiques ont montré également une incertitude de  $\pm 12$ .

Les simulations chez les sujets IMC ont montré un 2 écart-types (2SD) qui augmente avec la valeur du GGI (Tableau 5). Une regression linéaire ( $R^2=0.92$ ) a été remarquée entre la valeur du GGI et la valeur de son incertitude :  $2SD = 24 + 0,09 * GGI$  (Figure 27).

**Tableau 3 - Paramètres spatio-temporels**

<i>Paramètres</i>	<i>Unités</i>	<i>Moyenne</i>	<i>IC à 95%</i>
Cadence	steps/min	112.71	3.15
Stride Time (durée d'un cycle)	s	1.01	0.05
Opposite Foot Off (passage de phase du membre contrelatéral)	%	7.65	1.3
Opposite Foot Contact (fin du cycle du membre contrelatéral)	%	47.9	0.58
Step Time (durée du pas)	s	0.5	0.02
Single Support (durée de simple support)	s	0.39	0.03
Double Support (durée de double support)	s	0.18	0.02
Foot Off (passage de phase)	%	58.09	1.32
Stride Length (longueur du cycle)	m	1.12	0.07
Step Length (longueur du pas)	m	0.55	0.04
Walking Speed (vitesse de marche)	m/s	1.06	0.13

**Tableau 4 – Paramètres cinématiques en degré et leur temps d'apparition en % du cycle de marche.**

<i>Paramètres cinématiques en degré</i>				<i>Temps d'apparition en % du cycle de marche</i>		
<i>Paramètres</i>		<i>Moyenne</i>	<i>IC à 95%</i>		<i>Moyenne</i>	<i>IC à 95%</i>
<b>Bassin</b>						
Antéversion/rétroversion moyenne	P1	8,1	2,5			
Amplitude antéversion/rétroversion	P2	1,8	2,0			
Amplitude d'obliquité	P3	8,1	2,5			
Amplitude de rotation	P5	10,6	3,5			
<b>Hanche</b>						
Amplitude d'extension en phase d'appui	H1	41,4	2,3			
Extension maximale en phase d'appui	H2	-5,1	3,5	TH2	53,0	1,6
Amplitude de flexion/extension	H6	43,4	2,0			
Amplitude d'abduction/adduction	H7	14,7	2,3			
Abduction maximale en phase oscillante	H8	-8,0	2,0			
Amplitude de rotation	H9	19,1	2,7			
Rotation moyenne	H10	31,9	12,0			
<b>Genou</b>						
Flexion maximale en phase d'appui	G1	17,8	6,0	TG1	15,0	2,1
Extension maximale en phase d'appui	G2	8,5	5,6	TG2	39,4	1,9
Flexion maximale en phase oscillante	G3	59,7	8,2	TG3	71,7	1,2
Extension maximale en phase oscillante	G4	6,7	5,6	TG4	97,5	1,3
Amplitude de flexion/extension	G5	53,6	4,4			
<b>Cheville</b>						
Flexion dorsale maximale en appui	C1	17,0	5,8	TC1	45,6	5,2
Flexion plantaire maximale en appui	C2	-16,2	5,2	TC2	64,7	3,2
Flexion dorsale maximale en oscillante	C3	10,3	6,7	TC3	83,6	2,7
Amplitude de flexion dorsale/plantaire	C4	34,0	6,0			
<b>Progression du pied</b>						
Progression moyenne du pied en appui	F1	-8,4	2,8			
Amplitude de progression du pied en appui	F2	8,4	2,7			

**Tableau 5 - Gillette Gait Index et son incertitude chez une population d'IMC**

<i>Groupes</i>	<i>Type de marche</i>	<i>GGI</i>	<i>Incertitude par simulation de Monte Carlo</i>
<b>HEMIPLEGIQUES</b>			
<i>Patient 1</i>	Pieds nus	<b>169</b>	48
<i>Patient 2</i>	Pieds nus	<b>78</b>	30
<i>Patient 3</i>	Pieds nus	<b>174</b>	44
<i>Patient 4</i>	Pieds nus	<b>245</b>	40
<b>DIPLEGIQUES</b>			
<i>Patient 5</i>	Pieds nus	<b>474</b>	73
<i>Patient 6</i>	Pieds nus	<b>168</b>	35
<i>Patient 7</i>	Pieds nus	<b>28</b>	15
<i>Patient 8</i>	Pieds nus	<b>186</b>	50
<i>Patient 9</i>	Orthèse	<b>311</b>	59
	Pieds nus	<b>515</b>	72
<i>Patient 10</i>	Pieds nus	<b>447</b>	65
<i>Patient 11</i>	Orthèse	<b>135</b>	46
	Pieds nus	<b>85</b>	24
<i>Patient 12</i>	Pieds nus	<b>303</b>	46
<i>Patient 13</i>	Pieds nus	<b>130</b>	42
<i>Patient 14</i>	Pieds nus	<b>203</b>	42
<i>Patient 15</i>	Orthèse	<b>724</b>	94
	Pieds nus	<b>800</b>	100
<i>Patient 16</i>	Pieds nus	<b>420</b>	60
<i>Patient 17</i>	Pieds nus	<b>233</b>	48
<i>Patient 18</i>	Pieds nus	<b>327</b>	68
<i>Patient 19</i>	Pieds nus	<b>380</b>	63
<i>Patient 20</i>	Pieds nus	<b>1229</b>	117
<i>Patient 21</i>	Pieds nus	<b>98</b>	28
<i>Patient 22</i>	Orthèse	<b>288</b>	46
	Pieds nus	<b>286</b>	39
<i>Patient 23</i>	Pieds nus	<b>204</b>	44
<i>Patient 24</i>	Pieds nus	<b>390</b>	71
<i>Patient 25</i>	Orthèse	<b>257</b>	49
	Pieds nus	<b>349</b>	55
<b>QUADRIPLEGIQUES</b>			
<i>Patient 26</i>	Kaye-Walker	<b>281</b>	51
	Pieds nus	<b>317</b>	45
<i>Patient 27</i>	Orthèse	<b>496</b>	67
	Bottes	<b>456</b>	58
<i>Patient 28</i>	Pieds nus	<b>194</b>	39
<i>Patient 29</i>	Kaye-Walker	<b>1182</b>	143
<i>Patient 30</i>	Pieds nus	<b>209</b>	43

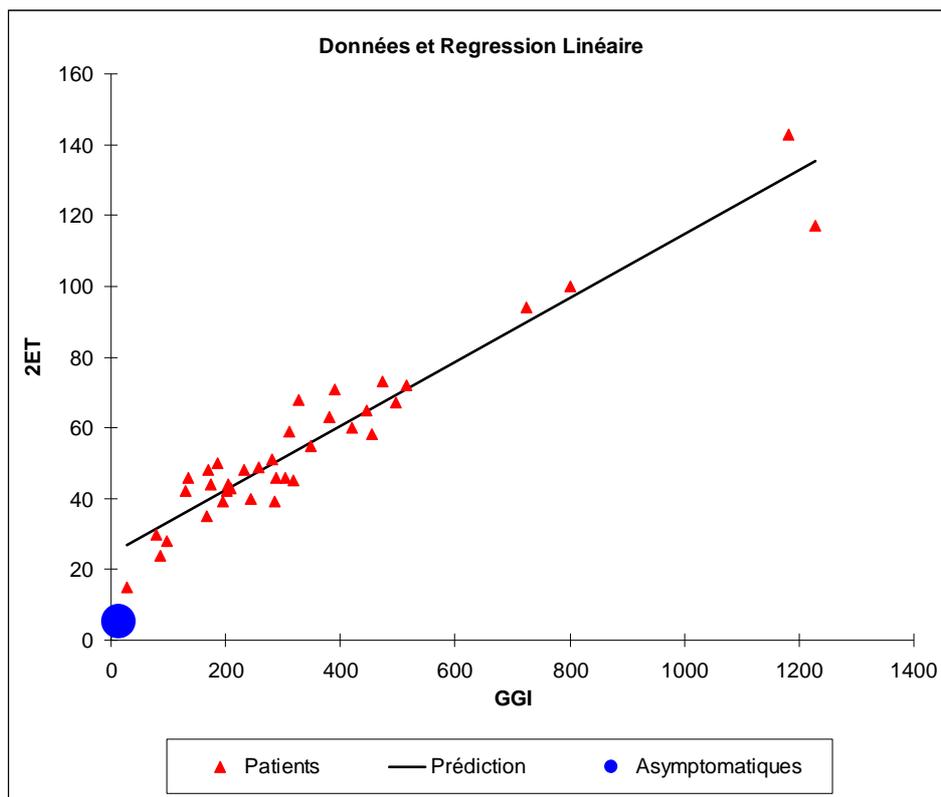


Figure 27 - Regression linéaire de l'incertitude du Gillette Gait Index en fonction de sa valeur

## C. Discussion

Cette étude a permis la construction d'une base de données d'analyse de la marche de sujets sains âgés entre 5 et 15 ans. Elle a permis aussi l'évaluation des incertitudes de mesures sur le Gillette Gait Index (GGI) et les paramètres cinématiques quand le protocole de Davis est utilisé (cartographie des marqueurs de Helen Hayes) (Davis & coll. 1991).

Les simulations de Monte Carlo sur le protocole de Davis prenaient en compte l'incertitude sur la localisation d'un marqueur dans l'espace (erreur intrinsèque au système de mesure Vicon®). La variabilité des paramètres mesurée par l'étude de répétabilité a montré des valeurs d'incertitudes supérieures à celles obtenues par les simulations de Monte Carlo.

En fait, l'étude de répétabilité a inclut tous les types d'incertitudes : erreurs intrinsèques au système, remplacement des marqueurs entre les deux sessions, différence entre thérapeutes, mouvement des marqueurs par rapport à la peau, la différence de marche d'un sujet entre deux sessions ainsi que la sensibilité du protocole aux erreurs de mesure.

L'évaluation de chacune des erreurs est importante, mais difficile à mettre en place en pratique. Nous avons évalué les incertitudes globales dans notre laboratoire.

Il est évident que l'incertitude la plus élevée obtenue pour la rotation moyenne de l'articulation de la hanche ( $\pm 12^\circ$ ) est due à l'erreur de localisation du marqueur de la cuisse. En effet, une simple translation antérieure ou postérieure de ce marqueur peut induire un décalage (positif ou négatif) de la courbe de rotation de l'articulation de la hanche. Par contre, ceci n'affecte pas l'amplitude du mouvement de rotation de hanche (allure de la courbe) dont l'incertitude de mesure n'excède pas  $\pm 3^\circ$  (IC à 95%). Ces constatations doivent être prises en compte pour l'amélioration du protocole.

Kadaba a mesuré la répétabilité des courbes cinématiques (Kadaba & coll. 1989) chez des adultes. Les angles dans le plan sagittal étaient plus répétables que les angles du plan frontal et horizontal. Dans notre étude, les angles dans le plan sagittal et le plan frontal avaient des intervalles de confiance proches.

Schwartz a mesuré la répétabilité intra et inter-opérateur sur deux sujets adultes asymptomatiques (Schwartz 2004), assimilant les courbes à des séries mathématiques de 51 points. Les incertitudes inter-essais, inter-sessions et inter-thérapeutes ont été calculées. La comparaison avec nos résultats n'est pas pertinente parce que Schwartz a calculé la moyenne des écart-types d'erreur sur tout le cycle de marche.

Steinwender a étudié la répétabilité intra et inter-sessions (Steinwender 2000) sur 20 patients IMC âgés entre 7 et 15 ans et 20 sujets sains, utilisant un autre protocole (Motion Analysis Corporation system). Le coefficient de corrélations multiples était calculé. La répétabilité était meilleure chez les sujets sains, les auteurs ont relié ceci à la faible amplitude de mouvement présente chez certains sujets IMC.

L'estimation des incertitudes de mesures dans l'examen de l'analyse de la marche est une nécessité. Plusieurs méthodes peuvent exister. Dans cette étude, nous avons calculé les intervalles de confiance à 95% sur les paramètres cinématiques et spatio-temporels utilisés dans la prise de décision thérapeutique des patients. Ces paramètres ne sont pas exhaustifs mais représentatifs.

Les valeurs des 2 écart-types trouvées sur ces paramètres seront prises en compte lors de la comparaison de l'examen d'un patient par rapport à la base de données de sujets sains ou lors de la comparaison pré et post traitement pour un même sujet. Ainsi, lors de la comparaison des données, une différence inférieure à l'étendue de l'IC pourrait ne provenir que de l'incertitude de mesure.

Les travaux de Gorton et Noonan (Gorton & coll. 2001; Noonan & coll. 2003) sur la variabilité inter cliniciens, laboratoires et sessions, montrent que la principale source de variabilité dans les paramètres cinématiques provient des cliniciens et des laboratoires. Il est évident que l'inclusion de deux thérapeutes dans notre étude de répétabilité ainsi que le remplacement de marqueurs entre deux sessions (sans oublier la différence dans la marche d'un sujet) participent largement dans les résultats obtenus. Néanmoins, l'emplacement du marqueur de la cuisse reste un élément important dans les sources d'incertitudes cinématiques citées précédemment.

Concernant le Gillette Gait Index, les valeurs trouvées lorsque les 56 sujets sains ont participé à la dérivation de l'indice étaient proches des résultats de Shutte (Schutte & coll. 2000). Lorsque la population de sujets sains était divisée en groupe de référence et groupe témoin, des valeurs similaires à la littérature ont été trouvées (Romei & coll. 2004).

Le groupe de référence constitue la base de données de sujets asymptomatiques nécessaire au calcul du GGI. La marche d'un sujet sera évaluée en calculant la distance par rapport à cette population. Donc le GGI de cette même population ne sera pas significatif de la marche normale. Il sera sous-évalué, puisque c'est l'évaluation de la marche de ce groupe par rapport à lui-même. Par contre, le GGI du groupe témoin (asymptomatique) montre la valeur de ce score chez les sujets sains (n'ayant pas contribué à la dérivation de l'indice).

La différence des moyennes trouvées entre les deux populations est de 12 conformément à la valeur trouvée par Romei (Romei & coll. 2004). Comme il a été remarqué, l'incertitude de  $\pm 12$  était trouvée dans l'étude de répétabilité ainsi que dans les simulations de Monte Carlo chez les sujets sains du groupe témoin.

Les résultats obtenus avec l'étude de Monte Carlo sont cohérents avec ceux obtenus par étude de répétabilité chez les sujets sains, permettant ainsi d'utiliser ce genre de simulation chez les patients IMC, chez qui l'incertitude sur le GGI n'a pas été évaluée. Dans cette simulation, les incertitudes de mesure sur les paramètres cinématiques et spatio-temporels calculés dans la variabilité inter-sessions ont été injectées en entrée, prenant ainsi en compte tous types d'incertitudes et d'erreurs de mesure.

Les simulations de Monte Carlo chez 30 sujets IMC (hémiplégiques, diplégiques et quadriplégiques) ont montré que l'intervalle de confiance à 95% du GGI était linéairement corrélé à la valeur du GGI, avec un offset de  $\pm 24$ .

## 2. Examen de la marche chez les patients IMC

Dans le cadre du traitement des données issues de l'examen de l'analyse de la marche et leur interprétation, nous avons utilisé le logiciel Polygon® qui permet un interfacage graphique assez simple, ouvert et rapide.

Nous exploiterons dans cette partie les résultats cinématiques de l'AQM obtenus pour les enfants IMC. Une comparaison avec la base de données de sujets sains sera effectuée.

Nous clôturerons ce chapitre sur une brève étude de cas en AQM d'un sujet IMC.

### A. Visualisation et interprétation des résultats

Un rapport sous Polygone® a été conçu dans notre laboratoire afin de visualiser les résultats et les courbes du patient. Ce rapport regroupe : les données personnelles et les antécédents du patient, les résultats de l'examen clinique, les valeurs obtenues dans l'essai statique (posture), les résultats spatio-temporels de marche, les courbes cinématiques de marche, les courbes cinétiques (moments et puissances), les forces d'appui au sol, l'EMG dynamique, un enregistrement vidéo face et profil de la marche et une reconstruction tridimensionnelle du squelette durant la marche. Toutes ces données sont exposées avec les données normales recueillies dans notre base de données de sujets sains.

 <b>GAIT &amp; MOTION ANALYSIS</b> <small>SESOBEL</small>	
EXAMEN de l'ANALYSE de la MARCHÉ et du MOUVEMENT <u>Rapport Médical</u>	
<b>Nom:</b>	<b>Date de l'examen:</b>
<b>Prénom:</b>	<b>Médecin:</b>
<b>Date de naissance:</b>	<b>Dossier #:</b>
<b>Sexe:</b>	<b>Dossier #:</b>
<b>Diagnostic:</b>	
<b>Poids:      Taille:</b>	
<b><u>Examens effectués:</u></b>	
Examen Orthopédique	<input checked="" type="checkbox"/>
Enregistrement Vidéo	<input checked="" type="checkbox"/>
Analyse Cinématique	<input checked="" type="checkbox"/>
Analyse Cinétique	<input checked="" type="checkbox"/>
Analyse des forces d'appui au sol	<input checked="" type="checkbox"/>
EMG	<input checked="" type="checkbox"/>

Figure 28 - Entête du rapport médical sous Polygone®

Une synthèse des données est ensuite effectuée entre ingénieurs, physiothérapeutes et chirurgien orthopédiste et rédigée dans ce rapport (Figure 28 et Figure 29).

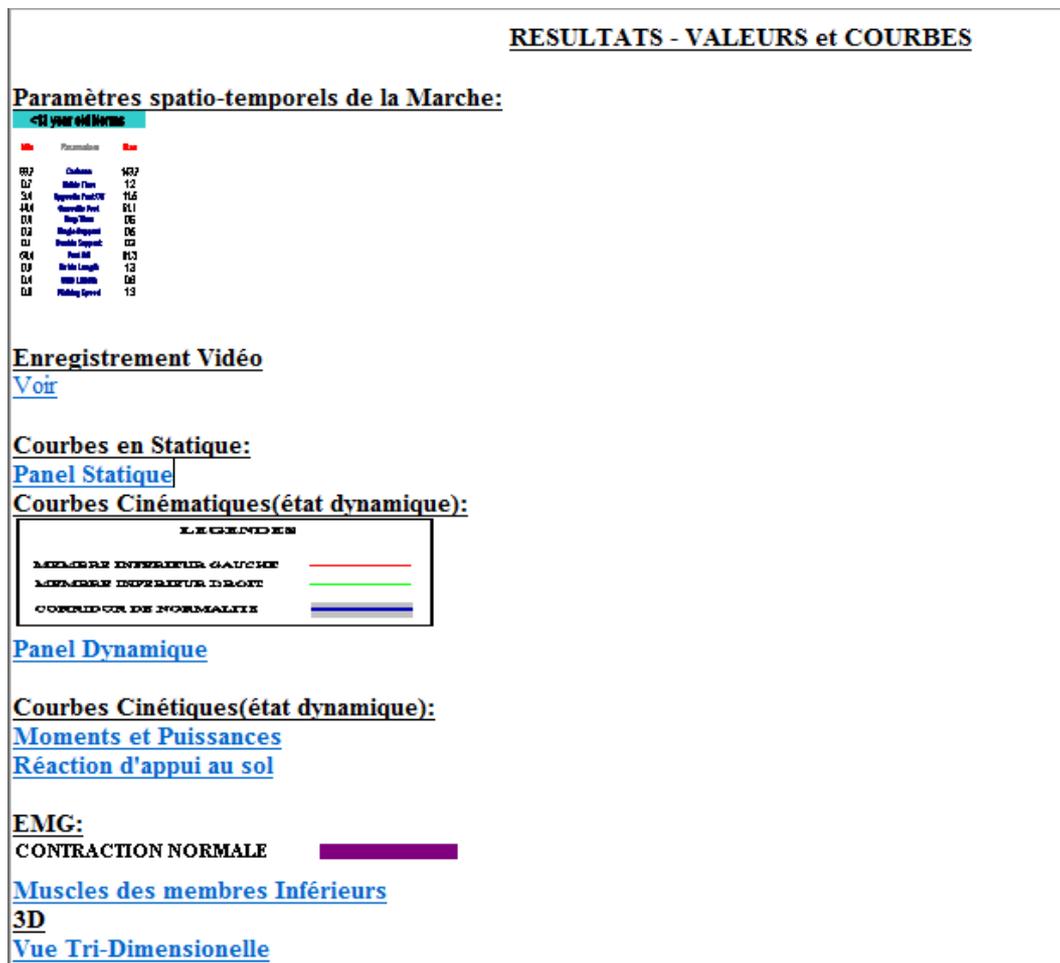


Figure 29- Liens pour la visualisation des résultats de l'examen de l'analyse de la marche. Rapport médical sous Polygone®

## B. Matériels et méthodes

### B.1. Population et acquisition des données

Depuis Novembre 2005, 90 patients avec des pathologies variées des membres inférieurs ont passé l'examen d'analyse de la marche. Nous disposons d'une base de données de 45 patients IMC âgés entre 4 et 22 ans (moyenne= 9,7 ; écart-type= 4,7) dont 8 hémiplegiques, 5 tétraplegiques et 32 diplégiques.

Les patients ont effectué un examen de marche des membres inférieurs (protocole de Davis), avec EMG dynamique. Les sujets ont marché à leur vitesse de marche normale, pieds nus, puis avec orthèse au cas où le patient en utilise. Quelques patients marchaient avec une aide technique (kaye-walker ou cannes). Nous disposons au total de 54 essais de marche.

## B.2. Paramètres calculés

Un examen clinique est effectué pour le patient. Les données spatio-temporelles, cinématiques (courbes) et l'activité des muscles en dynamiques sont recueillies. Nous ne disposons pas de données cinétiques pour tous les patients, vu la difficulté chez ces sujets pathologiques de mettre successivement les pieds droit et gauche sur les deux plateformes au sol.

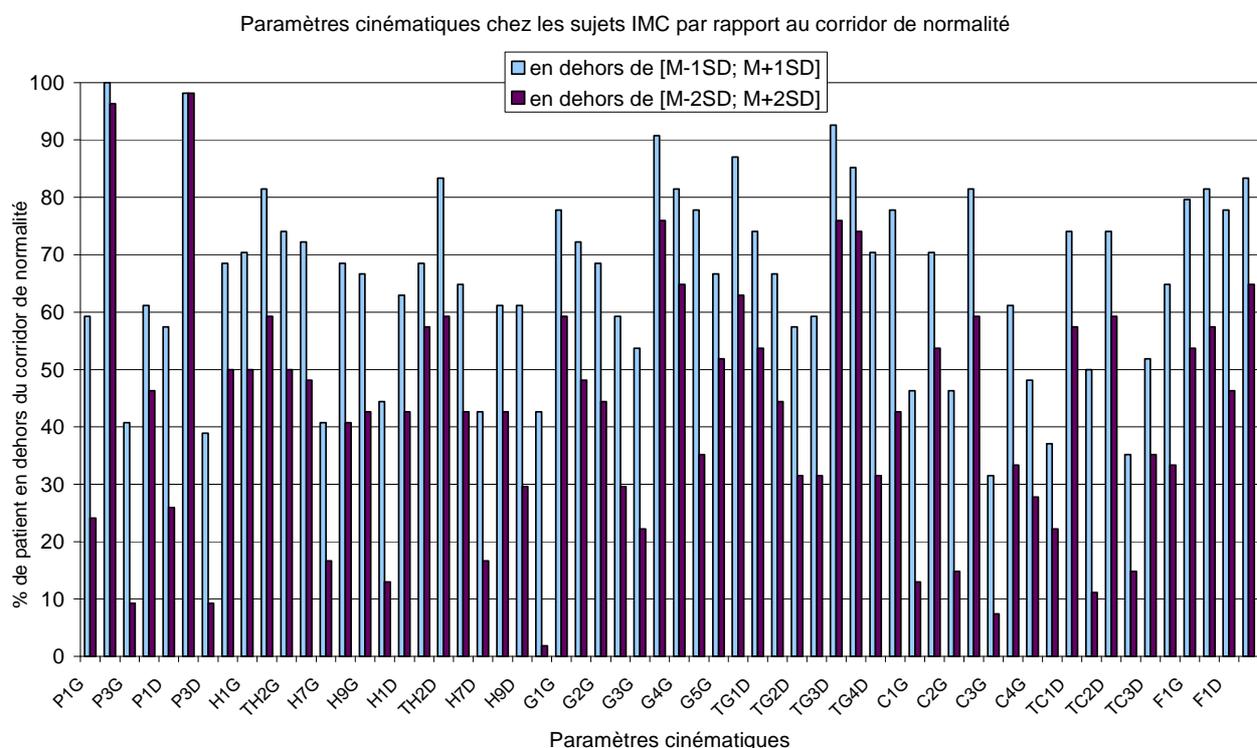
Les paramètres cinématiques calculés dans la partie précédente ont été calculés (Tableau 4) pour chaque patient (pour les côtés gauche G et droite D) et comparés aux moyennes des sujets sains  $\pm 1$  écart-type ( $1\sigma$ ) et  $\pm 2$  écarts-types ( $2\sigma$ ) de la variabilité interindividuelle non pathologique.

Une deuxième comparaison a été effectuée par rapport au corridor de normalité en prenant compte de l'incertitude de mesure trouvée pour chaque paramètre dans l'étude de répétabilité.

## C. Résultats

### C.1. Comparaison des paramètres cinématiques avec les corridors de normalité

Les valeurs obtenues pour les 54 essais de marche des sujets IMC ont été comparées aux intervalles [moyenne  $\pm 1\sigma$ ] et [moyenne  $\pm 2\sigma$ ] des sujets normaux (Figure 30).



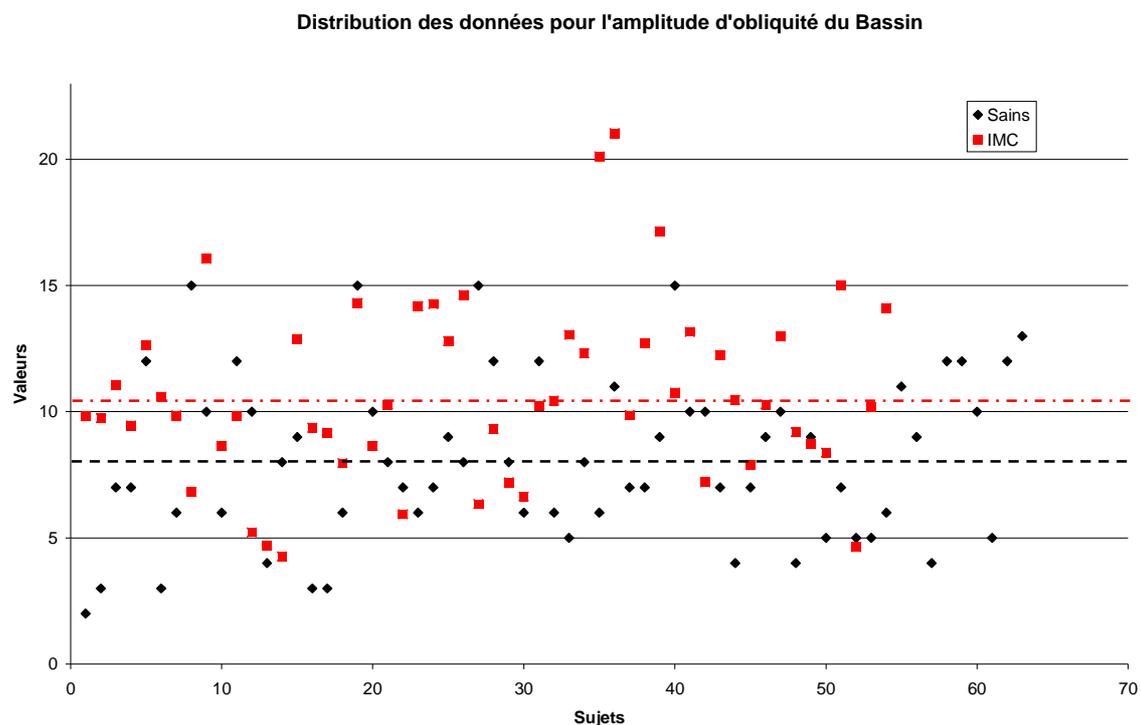
**Figure 30- Comparaison des paramètres cinématiques chez les IMC par rapport aux données normales : corridors 1SD et 2SD. Paramètres décrits dans le Tableau 4, page 70.**

Les valeurs rentrant dans le corridor [ $\text{moyenne} \pm 1\sigma$ ] sont classées dans le groupe « normal ». Elles sont classées dans le groupe « sub-normal » quand elles font partie du corridor [ $\text{moyenne} \pm 1\sigma$ ,  $\text{moyenne} \pm 2\sigma$ ]. Les valeurs se trouvant en dehors de ces corridors, sont alors « anormales ».

Nous remarquons que la majorité des paramètres calculés se situent dans les valeurs sub-normales puisque 60% des IMC sortent du corridor [ $\text{moyenne} \pm 1\sigma$ ]. Les paramètres sont particulièrement modifiés et se situent en dehors du corridor de normalité [ $\text{moyenne} \pm 2\sigma$ ] pour les 4 paramètres suivants : amplitude d'antéversion/rétroversion du bassin pour plus de 95% des patients, le temps de pic de flexion maximale de genou en phase oscillante pour plus de 70% des patients, l'extension maximale de genou en phase oscillante pour 70% des patients et l'amplitude de progression du pied en phase d'appui pour 60% des patients.

En revanche, d'autres paramètres sont peu modifiés, comme pour l'amplitude d'obliquité du bassin (dans le plan frontal) et la flexion dorsale maximale en phase oscillante, où moins de 10% des IMC sortent du corridor de normalité [ $\text{moyenne} \pm 2\sigma$ ].

Un test t de Student et un test Z ont été effectués sur la population de sujets sains et sur les patients IMC pour ces deux paramètres. Une différence statistiquement significative était trouvée (Figure 31) ( $p < 0.05$ ). La moyenne des valeurs pour les IMC est légèrement augmentée ( $11^\circ$ ) par rapport à celle des sujets sains ( $8^\circ$ ).

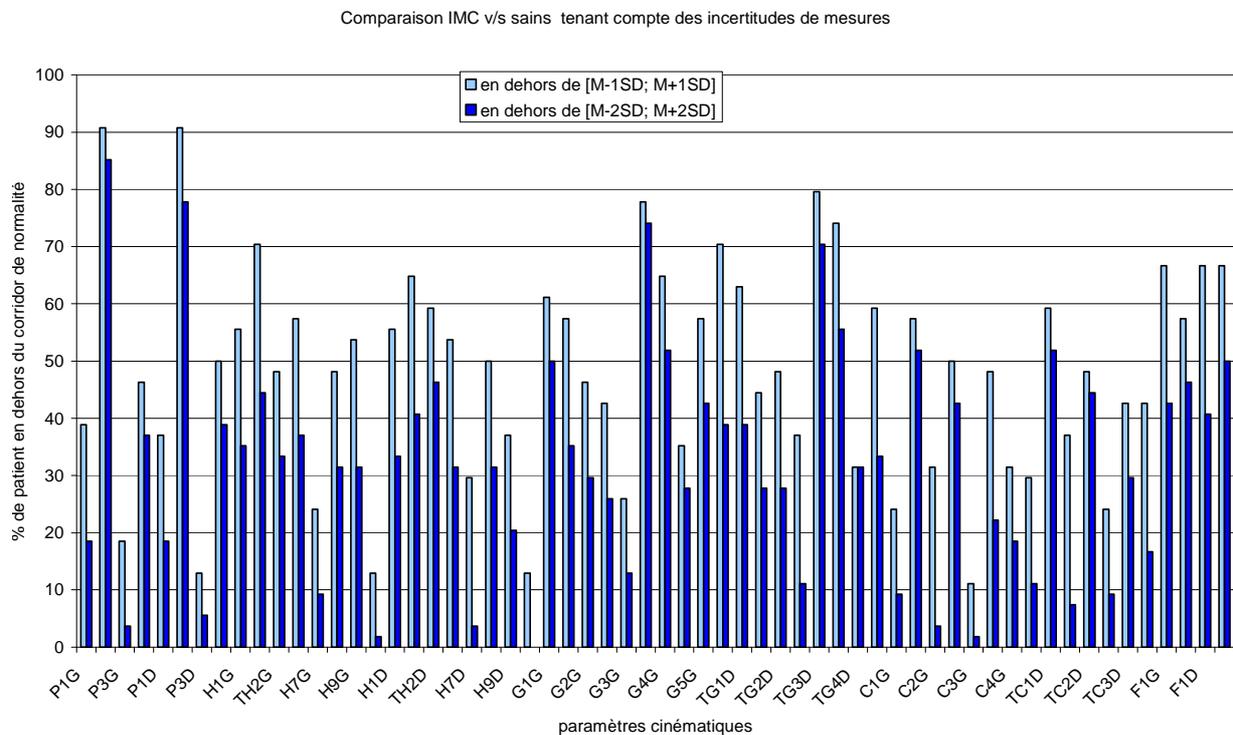


**Figure 31- Distribution des données pour l'amplitude d'obliquité du bassin. Sains v/s IMC. Moyennes en traits pointillés.**

## C.2. Comparaison aux valeurs normales en tenant compte de l'incertitude de mesure

Les incertitudes de mesures calculées dans la partie précédente à l'aide de l'étude de répétabilité ont été intégrées dans la comparaison des paramètres cinématiques aux données normales (Figure 32).

Voici les mêmes valeurs présentées dans le graphe précédent (Figure 30) mais en tenant compte de l'incertitude de mesure au cours de la comparaison aux différents corridors de normalités.



**Figure 32- Comparaison des paramètres cinématiques IMC v/s sain en tenant compte des incertitudes de mesure. Paramètres décrits dans le Tableau 4, page 70.**

Nous remarquons les mêmes tendances trouvées dans le graphe précédent, mais le pourcentage de patients sortants du corridor de normalité diminue lorsque l'incertitude de mesure est intégrée dans la comparaison aux paramètres sains.

Nous retrouvons les mêmes observations que précédemment : modifications très fréquentes de l'amplitude d'antéversion/rétroversion (90% des patients), du temps de pic de flexion maximale de genou en phase oscillante (70% des patients) et l'amplitude de progression du pied en phase d'appui (50% des patients), contre peu de modifications pour l'amplitude d'obliquité du bassin et la flexion dorsale maximale en phase oscillante (moins de 5% des patients).

## D. Discussion

Le rapport mis en place sous Polygone® expose les différents examens effectués et résultats obtenus pour chaque patient, en comparant ces valeurs à la base de données de sujets sains.

Chez les 45 IMC qui ont passé l'examen d'analyse de la marche dans notre laboratoire, une étude rétrospective sur les courbes cinématiques a été effectuée. Des paramètres ont été calculés sur les courbes et comparés aux valeurs normales (Tableau 4).

Nous remarquons que pour la majorité des paramètres, la population d'IMC sort du corridor de normalité [moyenne  $\pm 1\sigma$ ]. La comparaison à l'intervalle [moyenne  $\pm 2\sigma$ ] est plus sélective et significative pour des différenciations entre groupe de patients.

Nous remarquons également que le nombre de patients sortant du corridor de normalité diminue fortement dans certains cas, lorsque l'incertitude de mesure sur un paramètre est prise en compte (en comparant les graphes des Figure 30 et Figure 32). C'est le cas des paramètres où l'incertitude de mesure est élevée (voir Tableau 4).

Le faible nombre de patients IMC ne nous permet pas de faire des études statistiques. La recherche des différences significatives sur les angles articulaires dans les 3 plans entre les groupes de patients classés en fonction du type d'attaque du pas (attaque par l'avant pied, pied plat et attaque normale) pourrait être intéressante.

## E. Etude de Cas : KN

KN est une patiente de 8 ans présentant une diplégie spastique, qui est passée pour un examen d'analyse quantifié de la marche afin d'étudier les possibilités d'amélioration de sa marche. Cette patiente n'a pas eu d'antécédents chirurgicaux.



Figure 33 - Posture de la patiente IMC diplégique de 8 ans (KN)

### E.1. Examen clinique

KN se déplace seule sans aucune aide technique d'une façon plus ou moins symétrique mais avec un décollement des deux talons du sol à l'attaque du pas. Son score GMFCS<sup>1</sup> (Palisano & coll. 1997) est de niveau II.

L'examen orthopédique des hanches montre une abduction symétrique de 35 à 40° en genou fléchi et en genou étendu. On ne note pas de rétraction des fléchisseurs de hanches. L'angle poplité est de 45° environ en bilatéral avec un réflexe à l'étirement augmenté (80° environ). On note une bonne mobilité au niveau de la cheville, mais un varus des deux arrières pieds.

Le testing de la spasticité selon l'échelle d'Ashworth indique un score de 2 pour les ischio-jambiers et gastrocnémiens, 1+ pour le gracilis, adducteurs et soléaire et 1 pour le droit fémoral. Elle a une bonne commande volontaire pour les principaux muscles de la marche. On note une courte longueur des ischio-jambiers et des triceps.

### E.2. Examen de marche

L'examen de marche montre une cadence (127 pas/min) et une vitesse de marche (0,85 m/s) normales avec une attaque par l'avant pied en bilatéral. Le passage en phase oscillante se fait à 60% du cycle de

<sup>1</sup> Gross Motor Function Classification System : score de classification (entre I et V) de l'autonomie du patient IMC à s'asseoir, monter les escaliers, marcher ou pousser par lui-même son fauteuil roulant (I : enfant à mobilité indépendante, V : enfant à mobilité dépendante).

marche. Le temps de simple appui est de 0,37s en bilatéral et le temps de double appui est de 0,2s. La longueur du pas est légèrement faible et égale à 0,4m. L'examen complet se trouve en Annexe.

### a) L'examen statique

L'examen en statique (acquisition en position debout) montre une antéversion du bassin de 15° avec une obliquité de 6° vers le haut du côté droit et une rotation élevée en interne à droite de 35°.

Une flexion de hanche bilatérale (de 35° à gauche et de 25° à droite) avec une rotation bilatérale en interne entre 10 et 15°.

Une flexion bilatérale du genou de 25° en moyenne était observée.

Au niveau de la cheville, une flexion dorsale bilatérale de 5° à gauche et 17° à droite existait avec une rotation externe des pieds de 9° à droite et de 22° à gauche.

### b) L'examen dynamique

Des valeurs d'antéversion normales sont enregistrées durant la marche, avec une allure en double bump. La rotation interne du bassin du côté droit était élevée (20° à l'attaque du pas et 10° au passage du pas).

La flexion de hanche du côté gauche était plus élevée que la normale : attaque à 45° avec un manque d'extension au passage du pas. Une abduction élevée existait à gauche (20° environ) au passage du pas, due probablement à la rotation du bassin. L'attaque de pas à droite se fait avec une abduction de 15° (Figure 34). La rotation de hanche est quasi normale de 10 à 15° en moyenne.

Les deux genoux sont en flexion durant tout le cycle. L'attaque du pied se fait avec une flexion de genou de 30° à droite et de 38° à gauche, avec un manque d'extension en phase d'appui (Figure 34). Ces problèmes sont dus principalement à la spasticité des ischio-jambiers, entraînant une hyperactivité du droit fémoral en freinage.

Les moments prédominants aux genoux sont des moments d'extension à cause de la marche en flexion.

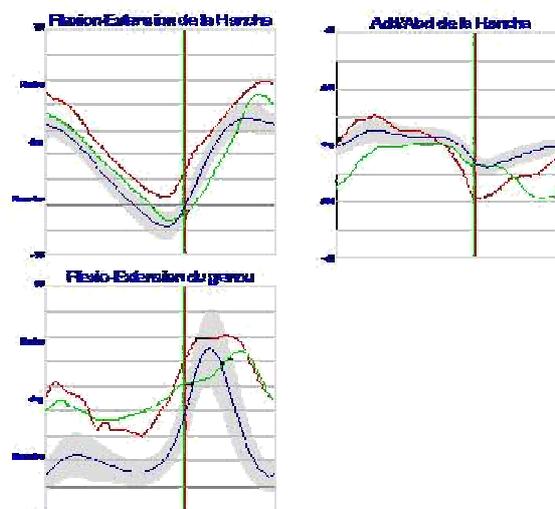


Figure 34 - Courbes cinématiques de KN (IMC de 8 ans) : flex/extension hanche, ab/adduction hanche et flex/extension genou.

Au niveau de la cheville, l'attaque se fait par l'avant pied en bilatéral, due à la spasticité des triceps. On remarque également une flexion plantaire exagérée au passage de phase à gauche. Une absence du moment de flexion dorsale due à l'absence du premier pivot est remarquée (courbes en annexe). Le moment plantaire exagéré est dû à l'acceptation totale du poids sur l'avant pied. La progression des pieds se fait en rotation externe exagérée à droite (25° en moyenne).

Son Gillette Gait Index est de 204 à gauche et de 245 à droite.

### **c) L'EMG dynamique**

L'EMG dynamique montre une activité permanente des ischio-jambiers en bilatéral, avec une activité quasi permanente du droit fémoral en bilatéral en réponse à l'activité des ischio-jambiers. Les triceps avaient une activité anormale à la fin du cycle et prématurée en début du cycle, en bilatéral, provoquant l'équin des pieds (diagrammes en annexe).

Les anomalies que nous remarquons chez KN sont probablement dues à des vices architecturaux au niveau des fémurs ou des tibias. Les longueurs musculaires des ischio-jambiers et des triceps peuvent également être à l'origine de certains comportements au niveau des genoux et des chevilles. Le cas de KN sera analysé plus en détails et à travers d'autres techniques de diagnostic dans les prochains chapitres.

### 3. Conclusion intermédiaire

---

---

Cette première partie de recherche a permis de construire une base de données de sujets sains en analyse de la marche. Des corridors de normalité ont été déduits pour les courbes cinématiques et cinétiques. Une étude de précision et d'incertitude a été menée sur le protocole utilisé. L'étude de répétabilité a permis de calculer les incertitudes de mesures (intervalle de confiance à 95%) sur les différents paramètres issus de l'examen d'analyse de la marche : cinématiques, spatio-temporels et le Gillette Gait Index.

Des simulations de Monte Carlo ont permis également de quantifier l'incertitude de mesure sur le GGI chez les patients IMC. Une régression linéaire était trouvée entre l'incertitude de mesure du GGI et sa valeur chez les patients.

Une base de données d'enfants IMC a été ensuite exploitée. Une interprétation clinique est effectuée pour chaque patient, basée sur un rapport médical regroupant tous les résultats issus de l'examen de l'AQM de l'examen clinique.

Les paramètres cinématiques étudiés dans l'étude de répétabilité au préalable ont été calculés chez 45 patients et comparés aux valeurs normales.

Une étude de cas a été présentée et brièvement discutée à la fin de cette partie. Le cas de cette patiente sera repris plus tard en se basant sur d'autres types de diagnostic.

Comme il a été remarqué dans l'étude du contexte et de la revue bibliographique, l'examen de marche apporte des informations importantes dans la prise en charge thérapeutique des IMC.

Cependant, les troubles de rotations et les vices architecturaux du squelette ne peuvent être diagnostiqués que par une étude tridimensionnelle globale des membres inférieurs.

## Chapitre II : Reconstruction 3D des membres inférieurs chez l'enfant IMC et l'enfant sain

---

---

Les déviations axiales et les anomalies de torsion des membres inférieurs, chez l'enfant, peuvent être physiologiques et évoluer vers des valeurs normales en fin de croissance. Souvent, elles ne nécessitent aucun traitement. Lorsqu'il s'agit d'une situation pathologique, ces anomalies peuvent être à l'origine de troubles de la marche, avec une limitation du périmètre de marche et une dépense énergétique plus importante. Dans le cas où une décision de traitement chirurgical est nécessaire, une méthode de diagnostic précise s'avère obligatoire.

Les travaux de recherche menés dans ce chapitre étaient ciblés sur l'analyse du squelette de l'enfant afin de comprendre le comportement de l'IMC durant la marche et les patterns cinématiques enregistrés durant l'AQM.

L'étude bibliographique menée en première partie nous a montré que la stéréoradiographie est un moyen efficace pour l'exploration du squelette en trois dimensions, à faible dose d'irradiation par rapport au scanner, basée sur deux radiographies conventionnelles de face et de profil, en position debout et dans un environnement calibré.

Nous disposons au Laboratoire de Biomécanique un système de stéréoradiographie EOS<sup>®</sup> (Biospace Med) qui présente l'avantage d'être 8 à 10 fois moins irradiant que la radiographie normale. Il permet également une analyse tête au pied du squelette.

Nous avons décidé dans un premier temps d'étudier la faisabilité de la reconstruction tridimensionnelle des membres inférieurs chez l'enfant à l'aide du système EOS<sup>®</sup> puis de calculer certains paramètres cliniques permettant de quantifier l'architecture squelettique. Une étude de reproductibilité de ces paramètres a été menée. Ce travail a été fait en collaboration avec l'hôpital Robert Debré de Paris, service du Professeur Penneçot, avec l'aide des docteurs Mansour et Presedo.

Dans un second temps, nous aborderons la possibilité de combiner l'examen d'analyse de la marche à la reconstruction tridimensionnelle personnalisée des membres inférieurs chez l'enfant. Ce travail a été réalisé au laboratoire d'acquisition du mouvement à SESOBEL au Liban. Un système de calibrage pour la stéréoradiographie, fabriquée au LBM, a été installé sur place afin de mener ce projet et de faire bénéficier les enfants de l'apport d'un tel système. Nous présenterons les méthodes et le protocole utilisé afin de recalibrer la reconstruction personnalisée du squelette du sujet reconstruit en 3D dans l'examen de l'analyse de la marche pour exploiter ensuite les résultats.

# 1. Faisabilité et exploitation de la reconstruction 3D chez l'enfant sain et IMC à l'aide du système EOS®

---

## A. Matériels et Méthodes

### A.1. Population

Afin d'évaluer la faisabilité chez l'enfant de la reconstruction 3D biplanaire avec le système EOS®, deux groupes ont été constitués. Un premier groupe constitué de 7 sujets qui avaient consulté pour une marche avec les pieds vers l'intérieur et pour lesquels l'examen a été réalisé dans un but diagnostic (âges 3-5-8-10-12-13-15 ans ; âge moyen 9,4 ans). Un deuxième groupe avec 5 patients atteints d'une infirmité motrice d'origine cérébrale (IMC) qui ont eu l'examen EOS® dans le cadre d'un bilan radiologique préopératoire (âges 4-11-12-12-13 ans ; âge moyen 12,8 ans). Tous les sujets ont accepté de participer à cette étude et des consentements informés pour les parents et les enfants ont été signés. Le Comité Consultatif de Protection des Personnes participant à une Recherche Biomédicale – CCPPRB de La Pitié-Salpêtrière- a prononcé un avis favorable quant à la réalisation de cette étude.

### A.2. Protocole d'acquisition

L'acquisition des clichés numériques, tête aux pieds, est réalisée dans la cabine EOS®. L'acquisition pour un enfant dure 10 à 12 secondes. Deux repères muraux gradués ont servi au cadrage du patient pour éviter un débord de la zone à radiographier. Les sujets ont été positionnés en appui bipodal, avec les pieds décalés selon l'axe antéropostérieur, de façon à éviter la superposition des contours radiographiques des condyles de chaque genou et bien dégager les chevilles.

Les sujets non IMC ont gardé leurs mains positionnées sur les joues, avec les coudes fléchis et vers l'avant, pour éviter la superposition entre les contours osseux des humérus et de la colonne vertébrale. Les patients IMC ont appuyé les mains sur les murs de la cabine pour éviter les mouvements entraînés par les troubles d'équilibre.

### A.3. Méthode de reconstruction

Les reconstructions 3D biplanaires ont été réalisées en utilisant le logiciel IdefX® (LBM, LIO). Deux méthodes ont été utilisées : une première méthode d'identification manuelle et une méthode semi-automatique, développée plus récemment au LBM. Tous les sujets du premier groupe ont fait l'objet

d'une analyse suivant la méthode d'identification manuelle et, pour le groupe de patients IMC, les deux méthodes de reconstruction ont été utilisées.

### a) Méthode d'identification manuelle

Dans un premier temps, des points stéréo-correspondants sont numérisés sur les radiographies de face et de profil comme le centre de la tête fémorale, les bords postéro-supérieurs des condyles fémoraux, les bords postéro-supérieurs des plateaux tibiaux, la crête tibiale, les bords latéro-inférieurs des malléoles et les bords latéraux des tibias.

Dans un deuxième temps, l'opérateur doit sélectionner semi-automatiquement les contours osseux des fémurs et des tibias (Figure 35).

Un objet générique est ensuite déformé pour s'adapter aux contours rétroprojetés sur les deux radios (Laporte & coll. 2003; Le Bras & coll. 2004). Une méthode similaire est utilisée pour le bassin, basée sur des objets génériques paramétrés (Mitton & coll. 2006; Baudoin 2007). Le temps pour reconstruire en 3D les membres inférieurs d'un sujet avec son bassin compte environ 3 heures.

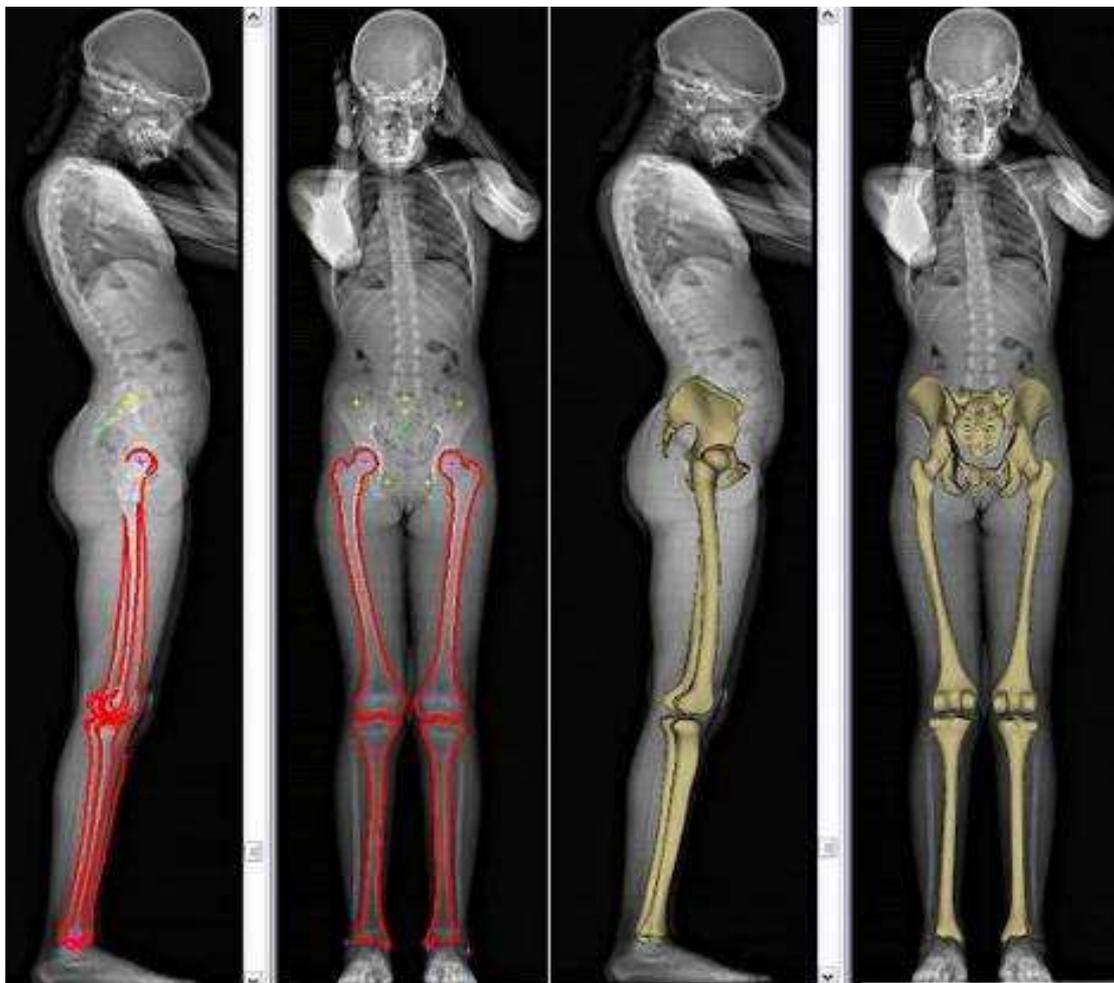


Figure 35- Méthode de reconstruction 3D par identification manuelle. Sélection de points et contours. Exemple d'enfant non IMC de 10 ans.

## b) Méthode de reconstruction semi-automatique

Dans une première étape, un modèle paramétré est calculé à partir d'une sphère modélisant la tête fémorale, des sphères pour les condyles fémoraux, un axe bicondylien fémoral et un axe reliant le centre de la tête fémoral au centre du segment bicondylien (Figure 36). Le modèle paramétré est calculé à partir d'une base de données morphologique décrite par les paramètres ci-dessus.

Ensuite un ajustement manuel des axes du pangonogramme est fait par l'opérateur : axe mécanique fémoral, axe anatomique fémoral, axe bicondylien, axe du col fémoral, axe mécanique tibial, axe des plateaux tibiaux et l'axe bimalléolaire.

Cette méthode est en cours de développement au Laboratoire de Biomécanique. Le temps de reconstruction est de 25 minutes environ (avec la reconstruction du bassin par la méthode précédente) pour les membres inférieurs.



Figure 36- Méthode de reconstruction 3D semi-automatique.

## c) Opérateurs

Deux opérateurs ont reconstruits deux fois chacun les membres inférieurs des deux groupes d'enfants (IMC et non IMC) pour étudier la reproductibilité de la méthode de reconstruction par identification manuelle. Le bassin a été reconstruit deux fois par un seul opérateur. La deuxième méthode (semi-automatique) a été utilisée sur le groupe d'enfants IMC : deux opérateurs reconstruisant deux fois chacun les fémurs et tibias uniquement.

#### A.4. Paramètres cliniques

Des paramètres cliniques et radiologiques ont été calculés à partir des reconstructions tridimensionnelles personnalisées obtenues par les deux méthodes (Nodé-Langlois 2003; Le Bras 2004). Le calcul de ces paramètres a été programmé sous Matlab<sup>®</sup>. Les paramètres essentiels pour la description de l'architecture des membres inférieurs chez l'IMC ont été retenus (Tableau 6).

Les angles ont été calculés en 3D (le vrai angle entre deux droites dans l'espace) et dans les plans de projection pertinents pour chaque paramètre (frontal, sagittal, transversal).

**Tableau 6- Paramètres cliniques du fémur et du tibia calculés à partir de la reconstruction 3D des membres inférieurs**

Angles	Axe 1	Axe 2	Plans d'analyse	
Angle cervico-diaphysaire (ACD)	axe du col fémoral	axe diaphysaire du fémur	3D	Frontal
Angle fémoro-tibial mécanique (AFTM)	axe mécanique fémoral	axe mécanique tibial	3D	Frontal
Angle fémoral mécanique (AFM)	axe fémoral mécanique	axe bicondylien fémoral	3D	Frontal
Valgus physiologique du fémur (VPF)	axe mécanique fémoral	axe diaphysaire du fémur	3D	Frontal
Torsion fémorale (TF)	axe du col fémoral	axe bicondylien fémoral	3D	Transversal
Angle tibial mécanique (ATM)	axe mécanique tibial	axe des plateaux tibiaux	3D	Frontal
Valgus physiologique du tibia (VPT)	axe mécanique tibial	axe diaphysaire du tibia	3D	Frontal
Axe de la cheville	axe bimalléolaire	axe horizontal	3D	Frontal Transversal
Rotation fémoro-tibiale (RFT)	axe bicondylien fémoral	axe des plateaux tibiaux	3D	Transversal
Torsion tibiale (TT)	axe des plateaux tibiaux	axe bimalléolaire	3D	Transversal

D'autres paramètres liés à la hanche et au bassin sont également calculés :

- l'incidence pelvienne (3D et plan sagittal) : angle entre la droite joignant le centre du plateau sacré et le centre des têtes fémorales et la normale au plateau sacré
- la pente sacrée (3D et plan sagittal) : angle entre la droite joignant le centre du plateau sacré et le centre des têtes fémorales et la verticale

- la version pelvienne (3D et plan sagittal) : angle entre la normale au plateau sacré et la verticale.
- L'angle entre l'axe du bassin bi acetabulaire (joignant les deux centres d'acétabulum) et l'axe de l'acétabulum (axe perpendiculaire au plan normal au bord cotyloïdien) : BAC (3D et plan frontal).
- L'angle entre l'axe de l'acétabulum (défini précédemment) et l'axe du cotyle : CCF (3D et plan frontal).

## A.5. Statistiques

Une étude de reproductibilité a été menée sur les paramètres cliniques calculés sur les 4 reconstructions osseuses (2 opérateurs x 2 reconstructions).

Quatre valeurs ( $j = 1$  à 4 reconstructions) étaient calculées pour les paramètres ( $x_{ij}$ ) des fémurs et tibias de chaque sujet en bilatéral (gauche et droite). Ne disposant pas de mesure de référence, une moyenne des quatre valeurs était calculée ( $m_{x_i}$ ) puis la différence à la moyenne de chacune des valeurs était déduite ( $dx_{ij} = x_{ij} - m_{x_i}$ ). Deux écart-types des différences (2SD) donne une estimée de l'incertitude inter-opérateur à 95% (Explications en ANNEXE 1 : Incertitudes de Mesures).

Une vérification de la normalité a été effectuée (sous Xlstat<sup>®</sup>) pour pouvoir appliquer cette méthode.

## B. Résultats

### B.1. Faisabilité de la reconstruction 3D chez les enfants

La faisabilité de la reconstruction 3D chez des enfants dépendait principalement de la visibilité des contours et des points anatomiques.

La reconstruction 3D a été possible pour les enfants âgés de 5 ans au minimum. Cette reconstruction des membres inférieurs n'était pas possible pour deux sujets (un non IMC de 3 ans et un IMC de 4 ans) à cause de l'ossification incomplète. Les résultats retenus concernaient donc 6 enfants non IMC et 4 enfants IMC.

Les reconstructions 3D ont été rétroprojectées sur les radiographies de face et de profil pour une vérification qualitative (Figure 37).

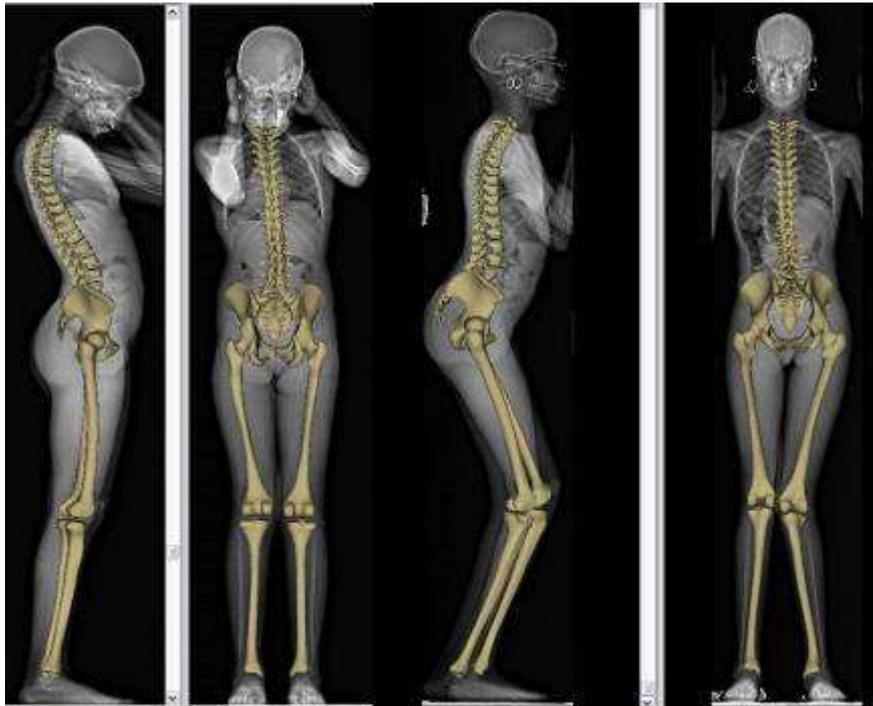


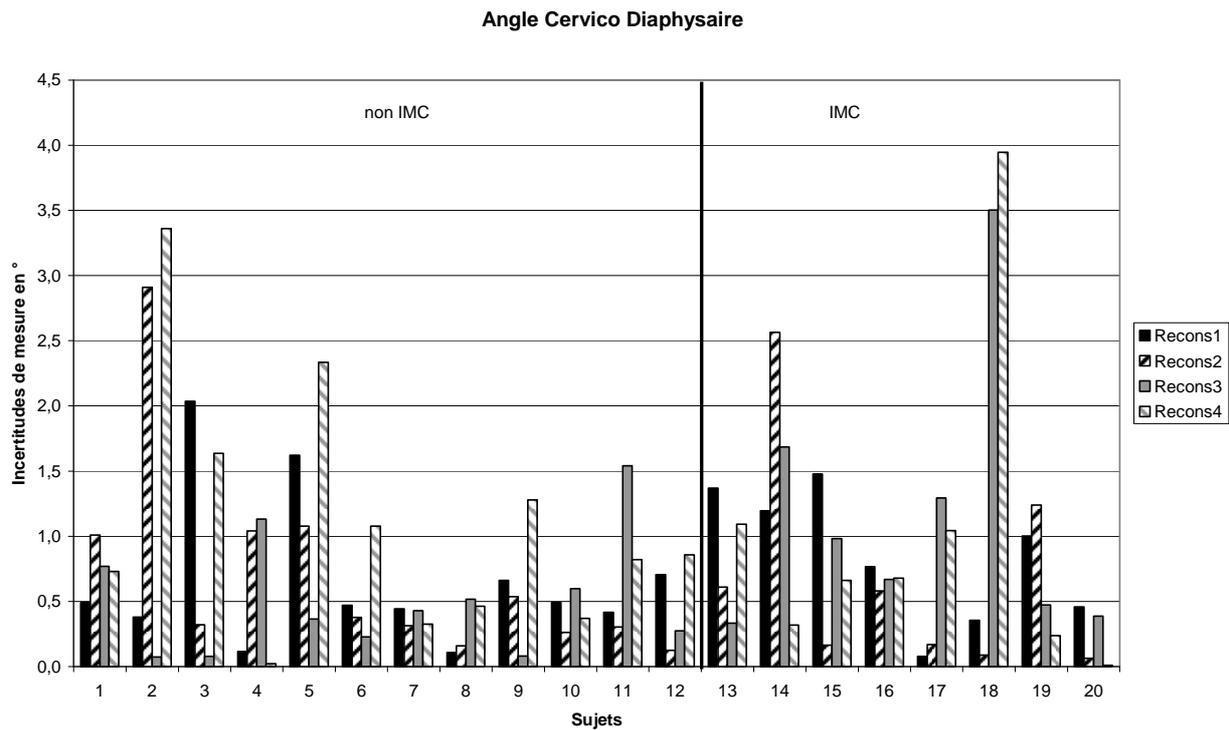
Figure 37 - Exemples de reconstructions 3D personnalisées du squelette (vues de face et de profil). A gauche enfant non IMC de 8 ans. A droite enfant IMC de 12 ans.

## B.2. Méthode de reconstruction par identification manuelle

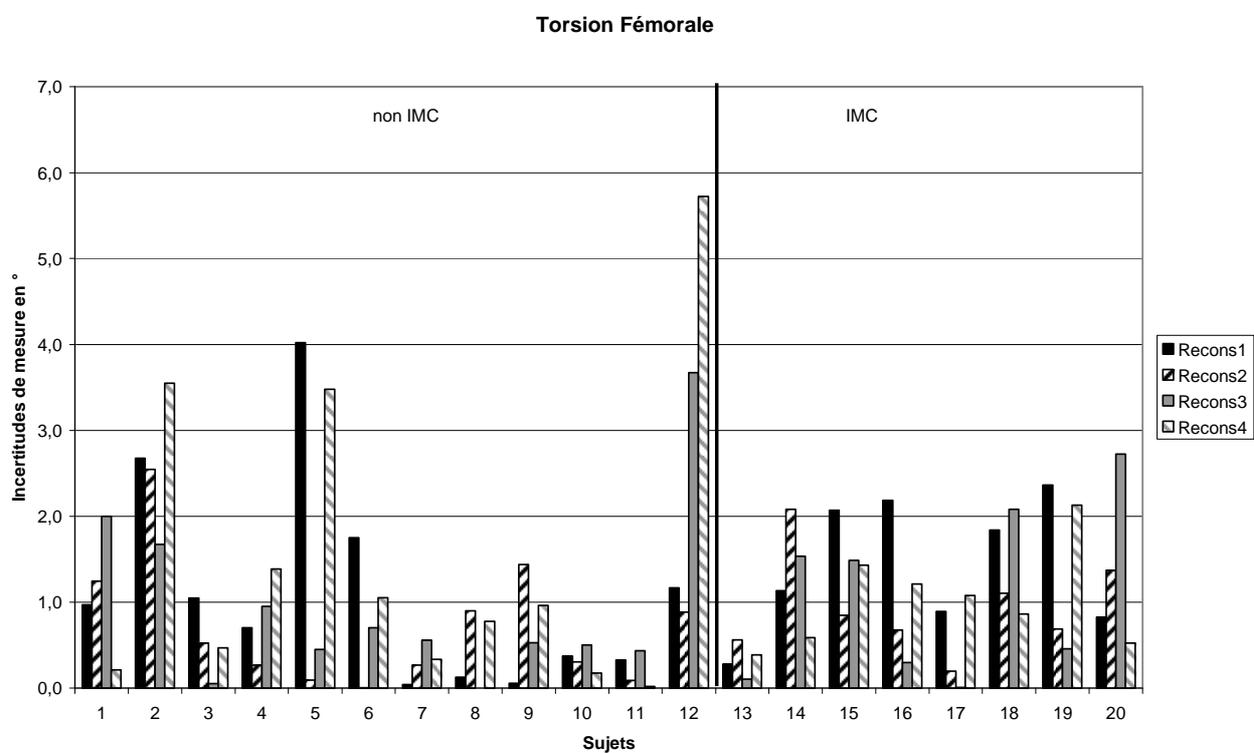
Les histogrammes ci-dessous (Figure 38, Figure 39, Figure 40, Figure 41) montrent les écarts absolus à la moyenne (des 4 reconstructions) pour chaque sujet : les sujets non IMC (de 1 à 12) à gauche et les sujets IMC (13 à 20) à droite. Les différents résultats sont représentés dans ce tableau (Tableau 7).

Tableau 7 - Intervalle de confiance à 95% des paramètres cliniques. Sujets non IMC et IMC confondus.

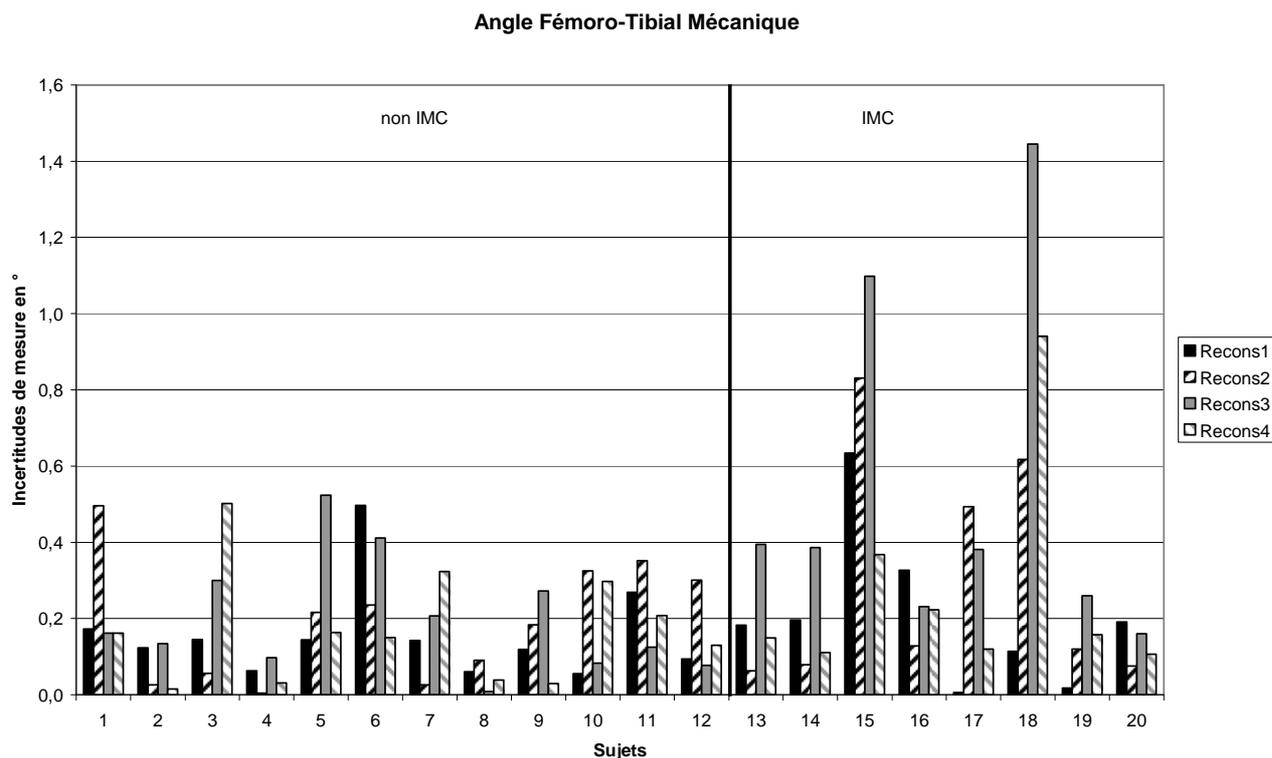
Angles	Intervalle de confiance à 95% en °		
	3D	Frontal	Transversal
Angle cervico-diaphysaire	2,3	2,7	
Angle fémoro-tibial mécanique	0,7	0,5	
Angle fémoral mécanique (Axe mécanique fémur)	1,8	2	
Valgus physiologique du fémur (Axe anatomique fémur)	0,5	0,4	
Torsion fémorale (Antéversion fémorale)	3,1		8
Valgus physiologique du tibia (Axe anatomique tibia)	3,9	1,5	
Angle tibial mécanique (Axe mécanique tibia)	5,5	4,7	
Axe de la cheville		5,4	3,7
Rotation fémoro-tibiale	16		15,6
Torsion tibiale	20		15



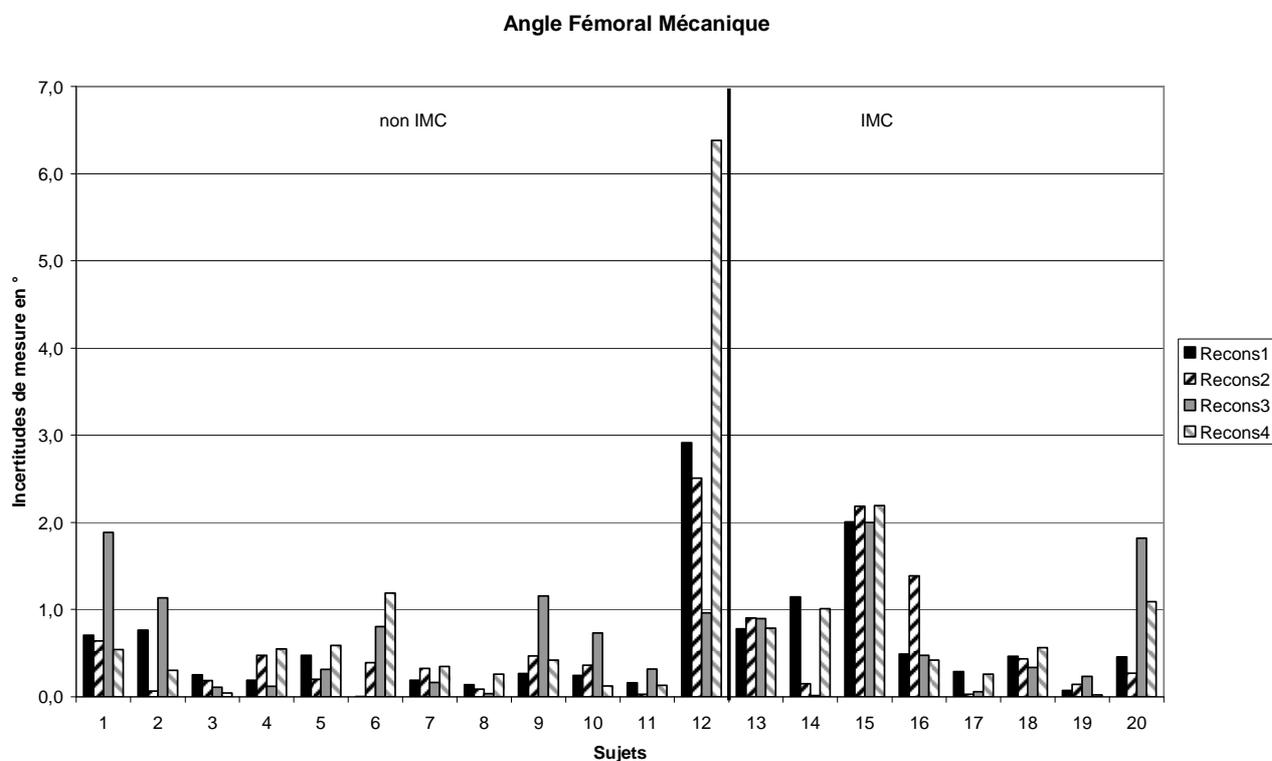
**Figure 38 - Angle cervicodiaphysaire : incertitudes de mesures sujets non IMC et sujets IMC. Méthode de reconstruction par identification manuelle.**



**Figure 39 - Torsion fémorale : incertitudes de mesures sujets non IMC et sujets IMC. Méthode de reconstruction par identification manuelle.**



**Figure 40- Angle fémoro-tibial mécanique : incertitudes de mesures sujets non IMC et sujets IMC. Méthode de reconstruction par identification manuelle.**



**Figure 41 -Angle fémoral mécanique : incertitudes de mesures sujets non IMC et sujets IMC. Méthode de reconstruction par identification manuelle.**

Nous n'avons pas trouvé de différences significatives entre les groupes de sujets ni entre les reconstructions.

En résumé, l'angle fémoro-tibial mécanique et le valgus physiologique du fémur (axe anatomique) montrent des incertitudes de mesure inférieures à  $1^\circ$  (Tableau 7). L'angle cervico-diaphysaire et l'angle fémoral mécanique (axe mécanique) montrent des incertitudes de mesures inférieures à  $2,5^\circ$ . La mesure du valgus physiologique du tibia (axe anatomique) et l'antéversion fémorale ont une incertitude de mesure inférieure à  $5^\circ$ . Les mesures de l'angle tibial mécanique (axe mécanique), de la rotation fémoro-tibiale et de la torsion tibiale (plan transversal) montrent des incertitudes de mesure supérieures à  $5^\circ$ .

Concernant les angles du bassin et de la hanche, une variabilité intra-opérateur a été effectuée. La version pelvienne a montré des incertitudes de mesures inférieures à  $1^\circ$ . L'incidence pelvienne, la pente sacrée et le CCF avaient des incertitudes entre  $1^\circ$  et  $4^\circ$ . Seul le BAC avait une incertitude supérieure à  $4^\circ$ .

### **B.3. Méthode de reconstruction semi-automatique**

La méthode de reconstruction 3D semi-automatique a été évaluée chez les patients IMC. Les intervalles de confiance à 95% sur les paramètres cliniques en 3D étaient proches à ceux trouvés avec la méthode par identification manuelle. Une nette amélioration était observée pour l'angle tibial mécanique (IC =  $2,4^\circ$ ), la torsion tibiale (IC =  $9^\circ$ ) et la rotation fémoro-tibiale (IC =  $1,3^\circ$ ).

## **C. Discussion**

Nous avons montré dans ce travail la faisabilité de la reconstruction 3D osseuses personnalisée des membres inférieurs chez l'enfant à partir de 5 ans. Cette reconstruction est possible grâce à deux radiographies de face et de profil prises dans un environnement calibré (technique de stéréoradiographie). Le système EOS<sup>®</sup> a été utilisé à cette fin, présentant l'avantage de la basse dose d'irradiation (8 à 10 fois moins que la radiographie conventionnelle et 100 fois moins qu'une reconstruction 3D scanner).

La présence de cartilage chez le jeune enfant limite la faisabilité de cette reconstruction.

Des paramètres cliniques, décrivant l'architecture du squelette et ses vices, surtout dans le plan horizontal ont été calculés.

Une étude de reproductibilité a été effectuée sur les paramètres cliniques issus de ces reconstructions. Deux opérateurs ont reconstruits deux fois chacun les membres inférieurs de 6 enfants non IMC et 4 enfants IMC. Deux méthodes de reconstructions ont été étudiées : la méthode de reconstruction manuelle et la méthode semi-automatique.

La revue de littérature montre que plusieurs méthodes sont utilisées et que l'incertitude de mesure rapportée varie entre  $5^\circ$  et  $20^\circ$  selon la méthode. La tomodensitométrie montre une précision un peu plus élevée que les autres méthodes (Murphy & coll. 1987); par contre, la dose de radiation est élevée. L'échographie pourrait être une méthode alternative au scanner (Phillips & coll. 1985; Joseph & coll. 1987; Upadhyay & coll. 1990), notamment pour le tibia, mais son utilisation n'est pas généralisée car elle est très opérateur dépendant et nécessite une courbe d'apprentissage plus longue que les autres méthodes.

La radiographie sur long cliché (pangonogramme) reste la méthode la plus utilisée pour l'étude des déviations axiales des membres inférieurs, avec une incertitude de mesure inférieure à  $1^\circ$  (Stricker & coll. 1994). Pour l'étude des torsions, la radiographie conventionnelle est compliquée et imprécise, son utilisation a été pratiquement abandonnée (Ruwe & coll. 1992). L'IRM est trop coûteuse et peut nécessiter d'une sédation dans le cas des petits enfants (Tomczak & coll. 1997).

Les méthodes cliniques ont montré une précision et une répétabilité qui restent acceptables pour mesurer l'antéversion fémorale (Ruwe & coll. 1992). Mais en ce qui concerne la torsion tibiale, le repérage de l'axe bimalléolaire est particulièrement difficile et la répétabilité inter-opérateur peut montrer des incertitudes de mesure trop importantes, notamment lorsque la torsion tibiale présente des valeurs élevées.

La méthode de mesure idéale devrait être simple, précise, répétable, peu ou pas irradiante, tridimensionnelle et capable de fournir des mesures avec le sujet en mouvement. Concernant les trois dernières caractéristiques, l'examen 3D d'analyse de la marche pourrait satisfaire; par contre, les mesures dans le plan transversal restent imprécises (Aktas & coll. 2000) et restent externes.

La méthode de reconstruction biplanaire EOS présente l'avantage d'une faible dose de radiation. Des travaux précédents ont permis de valider, chez l'adulte, ces techniques de reconstruction (Laporte & coll. 2003; Le Bras & coll. 2004; Mitton & coll. 2006). L'incertitude de mesure avec la reconstruction 3D à partir du système EOS était de 0,7 mm en moyenne (comparaison aux reconstructions 3D du scanner) et l'accord inter-opérateur était inférieur à 3,7 mm (IC 95%).

Les résultats issus de l'étude de reproductibilité que nous avons menée chez les enfants ont montré que les deux méthodes de reconstructions utilisées étaient équivalentes de point de vue incertitudes sur les paramètres, avec un avantage sur les paramètres torsionnels pour la méthode semi-automatique. Cette dernière, en cours de développement au Laboratoire de Biomécanique, présente également l'avantage d'être plus rapide (25 minutes pour le bassin et les deux membres inférieurs au lieu de 3h) et moins opérateur dépendant.

L'angle fémoro-tibial mécanique et le valgus physiologique du fémur (axe anatomique) avaient des incertitudes de mesure inférieures à  $1^\circ$ . L'angle cervico-diaphysaire et l'angle fémoral mécanique (axe mécanique) montrent des incertitudes de mesures inférieures à  $2,5^\circ$ . La mesure du valgus physiologique du tibia (axe anatomique) et l'antéversion fémorale ont une incertitude de mesure entre  $3$  et  $4^\circ$ .

A la lumière de ces résultats, la méthode de reconstruction 3D des membres inférieurs chez l'enfant, à partir de la radiographie EOS<sup>®</sup>, montre une excellente reproductibilité des axes femoraux dans le plan frontal et l'angle fémoro-tibial (pangonogramme). La mesure de l'antéversion fémorale montre une incertitude de mesure de 3,1° en comparaison avec le scanner qui a montré une incertitude de mesure moyenne de 5° (Murphy & coll. 1987; Davids & coll. 2003).

La mesure de la torsion tibiale montre des incertitudes de mesure de 9°. Cette incertitude de mesure élevée était remarquée également dans les reconstructions des membres inférieurs chez l'adulte. Des travaux en cours au LBM cherchent à diminuer cette incertitude en améliorant le repérage de l'axe bimalléolaire.

Nous n'avons pas observé de différence significative sur les incertitudes de mesures entre les enfants sains et les enfants IMC.

## 2. Combinaison : Reconstruction 3D et Analyse de la Marche

---

Pour faire bénéficier les enfants IMC au Liban de l'apport de la stéréoradiographie, notamment la quantification des vices architecturaux du squelette en 3D, une cabine conventionnelle de stéréoradiographie (ENSAM Paris, Biospace Med) a été montée au laboratoire d'analyse de la marche au SESOBEL.

L'installation de cette cabine dans une salle attenante à la salle d'acquisition du mouvement et de la marche nous a permis de faire des essais préliminaires afin de combiner les deux examens et obtenir ainsi le squelette personnalisé du sujet durant sa marche.

Ce travail a nécessité la rédaction d'un dossier auprès de la chambre de commerce de Paris pour l'obtention d'un carnet ATA propre à cette cabine. Ce carnet permet le transfert de matériels entre deux pays (qui ont signé la convention ATA) sans frais de douanes et pour une durée déterminée (un an renouvelable).

Un aménagement de la salle a été effectué avant l'installation de la cabine de stéréoradiographie. Un plombage des murs a eu lieu pour l'isoler. Une machine de radiologie a été installée ainsi que le réseau électrique nécessaire. Une chambre noire a été conçue ainsi que l'installation d'une développeuse à films radiographiques.

### A. Matériels et Méthodes

#### A.1. Descriptif et Calibration de la cabine

La cabine de stéréoradiographie, développée à l'ENSAM Paris, est un dispositif permettant d'obtenir des radiographies dans un environnement calibré, grâce à la présence de montants contenant des billes de plomb (Mitton & coll. 2000). L'espacement entre les billes est connu grâce à une machine à mesure tridimensionnelle (Figure 42). Un plateau tournant au niveau du socle de la cabine permet une rotation de 90° et donc la prise de vrais clichés de face et de profil.

Le repérage des billes de plomb sur les radios de face et de profil permet la construction d'un repère lié à chaque cliché radiographique. La connaissance de la position de ces billes en 3D est nécessaire pour obtenir un environnement calibré entre les deux vues.

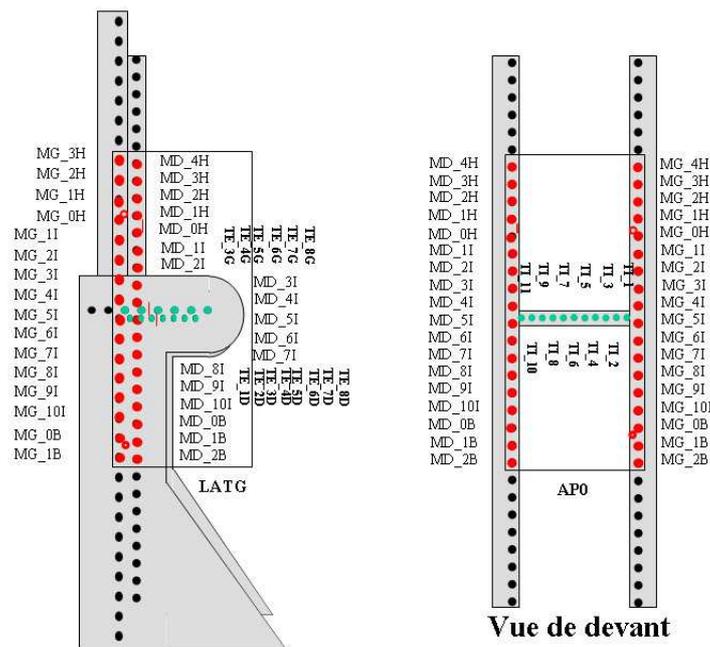


Figure 42- Disposition des billes en plomb dans la cabine de stéréoradiographie.

Pour cela, un calibrage de cette cabine a été effectué. Une boîte contenant des billes de plomb avec un espacement connu a été radiographiée en face et en profil. Un repère est associé à cette boîte (Repère boîte  $R_b$  = Repère global  $R_0$ ).

Les billes de plomb de la cabine sont repérées sur les radios de face et de profil et leurs coordonnées 3D sont calculées par algorithme DLT. Un repère lié à la cabine est ensuite reconstruit (Repère cabine  $R_c$ ). La matrice de passage entre les deux repères  $R_b$  et  $R_c$  nous permet de placer le repère global  $R_0$  dans la cabine et de construire un fichier de calibrage associé. Ce fichier sera nécessaire au calibrage des deux clichés pris pour la reconstruction tridimensionnelle du squelette d'un sujet.

## A.2. Population

Trois sujets sains (un garçon de 9 ans et deux filles de 10 et 11 ans : Sain9, Sain10, Sain11) et une patiente IMC diplégique de 8 ans (KN, IMC8) ont effectué l'examen stéréoradiographique ainsi que l'examen d'analyse de la marche. Les radiographies étaient recommandées par le médecin orthopédiste en vue d'un contrôle orthopédique ordinaire. Le consentement des parents était recueilli au préalable.

## A.3. Protocole

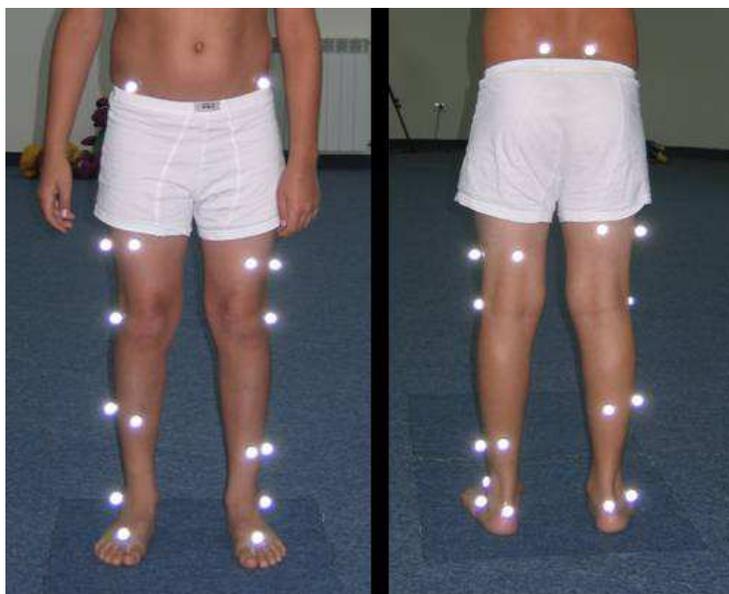
Le protocole entier est expliqué à l'enfant et à ses parents.

Les données anthropométriques du sujet sont recueillies. L'examen d'analyse de la marche est effectué en premier. Le protocole de Davis (Davis & coll. 1991) est utilisé avec le set des marqueurs modifié de Helen Hayes (recommandé par Vicon®).

Deux marqueurs ont été ajoutés au niveau de la cuisse et au niveau de la jambe : un sur la face postérieure et un sur la face antérieure, au même niveau que le marqueur latéral du segment. Les marqueurs de la cuisse ainsi que ceux de la jambe droite étaient plus élevés que ceux de la cuisse et de la jambe gauche (Figure 43).

Quatre marqueurs définissent ainsi chaque segment : les épines (antérieures et postérieures) pour le bassin, 3 marqueurs sur la cuisse et 1 sur le condyle externe pour le fémur, 3 marqueurs sur la jambe et un marqueur sur la malléole externe pour le tibia (nous supposons que le mouvement entre le tibia et le péroné en distal est négligeable).

Une croix est marquée sur la peau au niveau de l'emplacement de chaque marqueur. Notons qu'une bille de plomb était placée à l'intérieur de chaque marqueur pour faciliter son repérage sur la radiographie.



**Figure 43 - Emplacement des marqueurs pour le protocole combiné Stéréoradiographie et Analyse de la Marche**

Une première acquisition statique est effectuée. L'essai est labellisé et le Plug in Gait<sup>®</sup> est lancé pour valider les résultats. Un éloignement des marqueurs les uns par rapport aux autres a été parfois nécessaire. Des photos du sujet sont prises avec son port définitif de marqueurs.

Plusieurs acquisitions de marche sont ensuite effectuées. Les calculs numériques ainsi qu'une validation des résultats sont effectués. Les marqueurs doivent être bien collés sur la peau du sujet et ne doivent pas décoller jusqu'à la fin du protocole d'acquisition.

L'enfant passe ensuite en salle de stéréoradiographie, séparée de la salle d'acquisition de mouvement par une porte. Il s'installe dans la cabine, en position debout, les membres inférieurs légèrement décalés (droit en avant) pour éviter la superposition des genoux en vue de profil. Le bassin doit être bien positionné au milieu des deux montants de la cabine.

La cassette chargée d'un film vierge est posée dans le porte-cassette. Le tube à rayons X est réglé en hauteur, en utilisant le collimateur de lumière, afin de couvrir les membres inférieurs, du bassin (marqueurs des épines iliaques postérieures éclairés par le faisceau) jusqu'aux pieds. Nous demandons à l'enfant de prendre alors sa position et de ne plus bouger. La radiographie de face est prise. Un personnel du corps médical assiste en ce temps l'enfant pour qu'il évite de bouger.

La cassette est retirée de son support, ramenée en chambre noire, le film est retiré, inséré dans la développeuse et un autre film vierge est posé dans la cassette. La cassette est ensuite réinsérée dans son support dans la cabine de stéréoradiographie. Nous tournons le patient 90 degrés, en se faisant guider par le plateau tournant de la cabine, lentement pour éviter le mouvement du patient. La radiographie de profil est ensuite prise. La cassette est ensuite retirée et le film est développé.

#### **A.4. Traitement des données**

##### **a) Essais d'analyse de la marche**

Les essais en statique et en dynamique sont traités en utilisant la Workstation<sup>®</sup> de Vicon<sup>®</sup>. Le fichier de définition de marqueurs a été modifié en ajoutant les 8 marqueurs supplémentaires sur les faces antérieures et postérieures des cuisses et des jambes (gauche et droite).

##### **b) Radiographies**

Les films radiologiques sont ensuite numérisés à l'aide d'un scanner numériseur de radios pour les traiter sous ordinateur. Le logiciel IdefX<sup>®</sup> (LBM Paris et LIO Montréal) permet le calibrage des deux radios en cliquant les billes de plomb stéréocorrespondantes sur les deux vues. Cette étape de calibrage est ensuite validée par l'utilisateur en vérifiant si les billes de plomb reconstruites en 3D sont correctement rétroprojetées sur les deux vues.

L'étape suivante est l'étape de reconstruction 3D proprement dite qui demande la détection semi-automatique de points et de contours sur le squelette de face et de profil (voir Chapitre II : 1.A.3).

Les marqueurs utilisés dans l'analyse de la marche sont repérés sur la vue de face et de profil et reconstruits en 3D (Figure 44).

Chaque segment osseux possède ainsi au moins trois marqueurs (selon la visibilité des marqueurs sur les radios) permettant l'association d'un repère.



**Figure 44- Recalage des marqueurs réfléchissant de l'infrarouge dans l'environnement stéréoradiographique**

### c) Combinaison des données

La position des marqueurs de chaque segment osseux est ainsi connue dans l'environnement Vicon® à chaque instant en dynamique et dans la stéréoradiographie (en statique). Un simple changement de repère permet le passage des segments osseux reconstruit en 3D (bassin, fémurs et tibias) dans le repère stéréoradiographique à sa position à l'instant  $t$  durant la marche. Le recalage des structures osseuses dans le repère en mouvement, associé à chaque segment corporel au cours de la marche du sujet est ainsi effectué.

## A.5. Exploitation de la méthode

### a) Validation par le calcul du centre de hanche

Afin d'évaluer la technique du recalage, nous avons calculé le centre de l'articulation de la hanche, défini comme le centre de la tête fémorale. Ce point a été exprimé dans le repère fémur et dans le repère bassin.

Théoriquement, ces points devraient être confondus, si nous supposons que la hanche est une liaison rotule. La distance entre les deux points a été évaluée durant toute la durée de la marche pour s'assurer de cette hypothèse.

### b) Comparaison des méthodes de calcul du centre de hanche

Le centre de hanche, calculé par le protocole Plug in Gait® de Vicon®, a été extrait des essais statique et dynamique et a été comparé, en termes de distance, au centre de la tête fémorale obtenu après recalage des structures osseuses. Rappelons que le centre de hanche calculé par le système

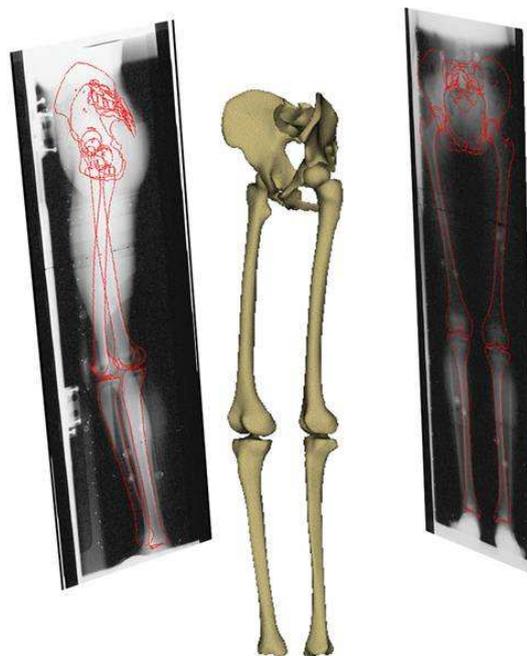
d'acquisition est basé sur une méthode de régression (Bell & coll. 1990) faisant intervenir des données anthropométriques : la distance inter épines iliaques antéro-supérieures (EIAS), la distance de l'EIAS au grand trochanter, la masse et la longueur du sujet.

## B. Résultats

### B.1. Reconstructions 3D

La reconstruction 3D personnalisée des membres inférieurs en utilisant la cabine de stéréoradiographie a été possible pour 3 sujets (Figure 45). Les radiographies du quatrième sujet (sain) étaient de qualité insuffisante pour pouvoir reconstruire les tibias. Le contraste était faible au niveau du bassin en vue de profil pour tous les sujets.

Le temps d'attente entre la prise des deux radiographies, de face et de profil, était relativement élevé (5 minutes). Le sujet était obligé de ne pas bouger pendant ce temps, ni durant sa rotation dans la cabine entre les deux vues.



**Figure 45 - Exemple de reconstruction 3D personnalisée des membres inférieurs sous stéréoradiographie (fille non pathologique de 11 ans)**

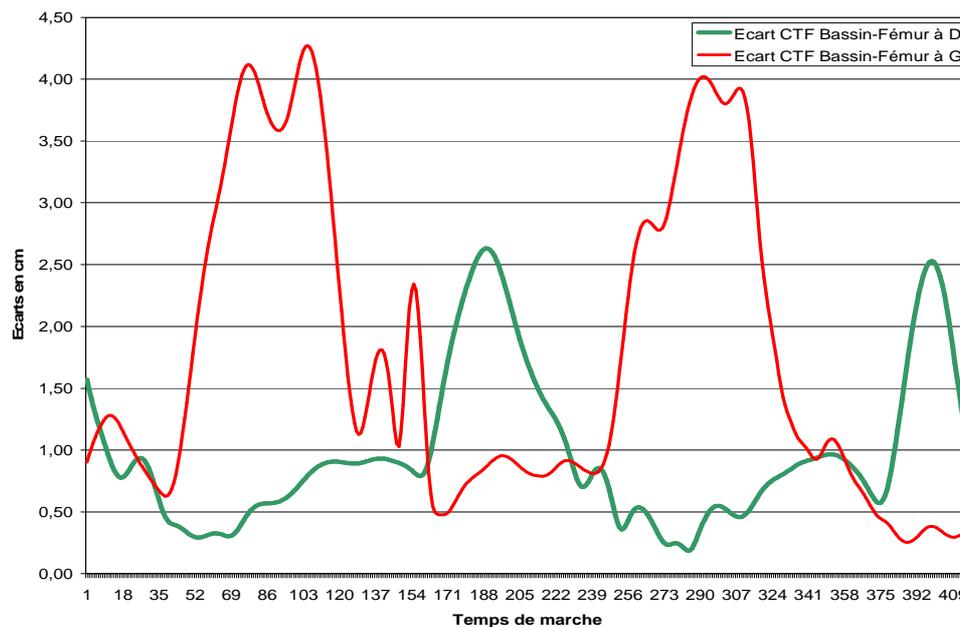
### B.2. Faisabilité du recalage

La faisabilité de la combinaison de la reconstruction tridimensionnelle personnalisée des membres inférieurs à l'analyse cinématique a été démontrée. Grâce à cette technique, nous pouvons observer le mouvement du squelette du sujet durant la marche. Par manque de temps, nous n'avons exploités qu'un seul sujet sain (fille de 11 ans).

### B.3. Evaluation du recalage

Une première validation visuelle est effectuée sur le déroulement de la marche du squelette du sujet. Nous remarquons à des moments spécifiques des aberrations dans l'emboîtement des articulations : le tibia proximal qui pénètre dans la surface du fémur distal ou le fémur proximal qui sort (ou qui pénètre) de (dans) l'acétabulum.

Une deuxième validation quantitative a été effectuée sur le centre de l'articulation de la hanche, supposé localisé au centre de la tête fémorale, exprimé dans le repère bassin puis dans le repère fémur. La distance entre les deux points durant la marche est représentée (Figure 46).



**Figure 46 - Ecart (en cm) du centre de la tête fémorale exprimé dans le repère Bassin par rapport à celui exprimé dans le repère du fémur.**

Nous remarquons que la distance entre les deux points exprimés chacun dans un repère différent est variable durant la marche et non nulle. Les deux points tendent à se confondre à certains instants durant la phase d'appui. Le décalage entre les deux points arrive à des maxima de 4cm pour le côté gauche et de 2,5cm pour le côté droit. Ces grandes valeurs de décalage apparaissent en phase oscillante de la marche.

### B.4. Comparaison des méthodes de calcul du centre de hanche

#### a) En Statique

Le décalage entre le centre de hanche obtenu par recalage et celui calculé par le Plug in Gait® a été évalué tout d'abord en statique (Figure 47). La distance entre les deux points était de 3,78 cm à gauche et 4,27 cm à droite. Le centre de hanche calculé par Vicon® est plus postérieur et plus bas que le centre de la tête fémorale.

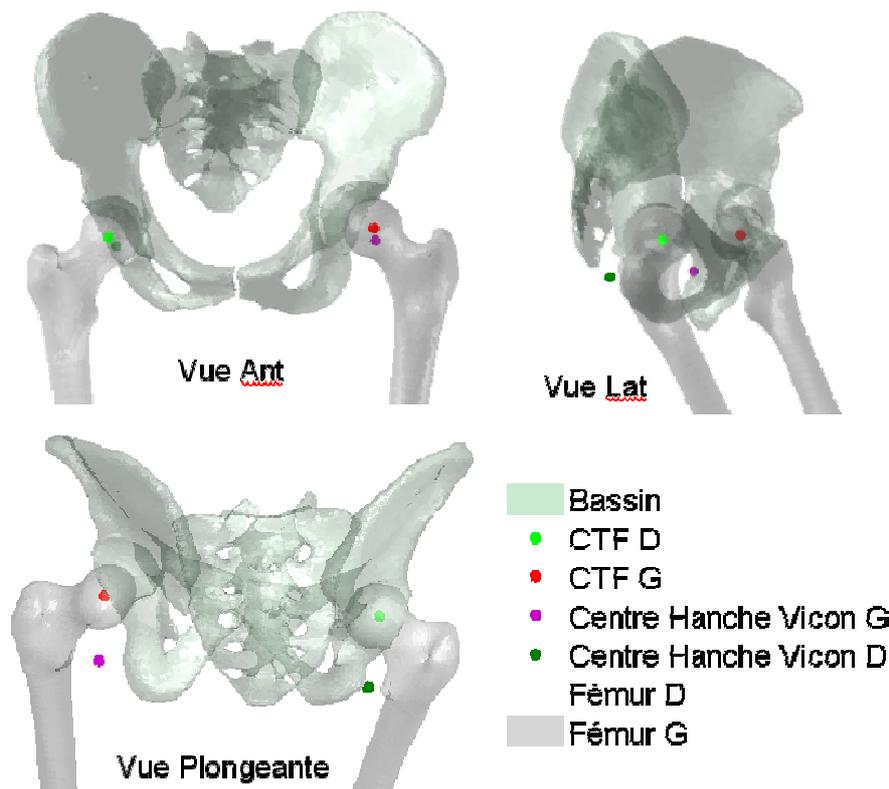


Figure 47- Décalage centre de la tête fémorale v/s centre de hanche calculé par Vicon en statique

### b) En Dynamique

Le décalage entre les deux points a été évalué également durant la marche. Le centre de la tête fémorale exprimé dans le repère bassin a été évalué et son décalage par rapport au centre de l'articulation de la hanche calculé par Vicon<sup>®</sup>. Les trajectoires de ces points, durant la marche du sujet, sont exposées (Figure 48).

Nous remarquons que les trajectoires ne sont pas superposées mais suivent la même allure. Le décalage postérieure du centre de l'articulation de la hanche calculé par Vicon<sup>®</sup> par rapport au centre des têtes fémorales est remarquable sur le début et la fin des trajectoires.

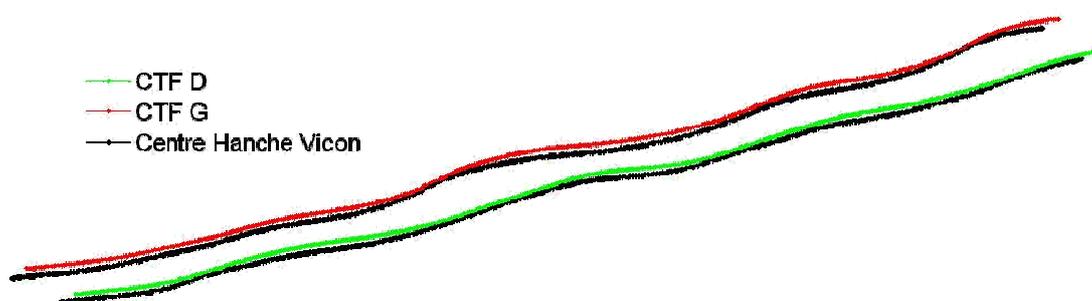
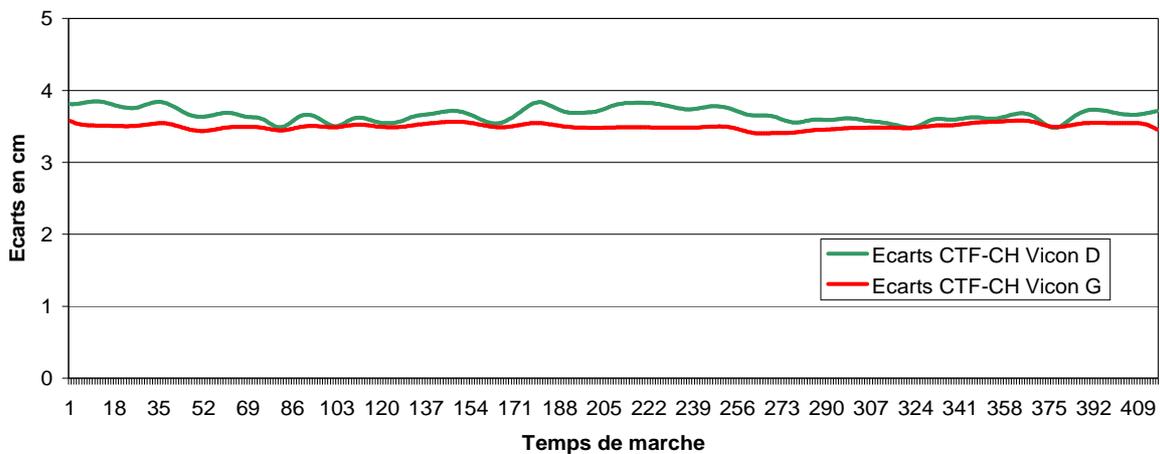


Figure 48- Trajectoires des centres des têtes fémorales obtenus par recalage et des centres de hanche calculés par Vicon durant la marche (mouvement de gauche à droite)

La variation de la distance entre les deux points durant la marche est ensuite calculée (Figure 49). Nous remarquons que le décalage entre les deux points reste quasiment constant durant la marche.



**Figure 49- Distance entre le centre de la tête fémorale obtenu par recalage et le centre de hanche calculé par Vicon durant la marche**

## C. Discussion

L'installation d'une cabine de stéréoradiographie au Laboratoire d'Analyse de la Marche et du Mouvement à SESOBEL (Beyrouth) fera bénéficier les patients IMC sur place de l'apport de la reconstruction 3D personnalisée des membres inférieurs. Ces reconstructions permettront de calculer des paramètres cliniques et de quantifier l'architecture du squelette (voir Chapitre II : partie 1.A.4).

Le fait d'avoir la stéréoradiographie et l'analyse de la marche sur le même site, nous a permis d'effectuer des essais **préliminaires** sur le recalage des membres inférieurs tridimensionnels personnalisés durant la marche du sujet. Cependant des limites existent quant à l'utilisation de la stéréoradiographie conventionnelle : qualité des radiographies inférieures à celle du système EOS®, le bouger du patient entre les deux acquisitions de face et de profil, traitement plus long des données (pour calibrer les deux vues).

Néanmoins, cette technique nous permet dans un premier temps de visualiser les os du patient durant la marche et d'obtenir ainsi une vue interne de la cinématique.

L'exploitation d'un sujet sain a été réalisée (fille de 11 ans). La validation du recalage a été effectuée en étudiant la position d'un même point exprimé dans deux repères différents. Le décalage du centre de la tête fémorale (CTF) exprimé dans le repère fémur par rapport au CTF exprimé dans le repère bassin a été calculé durant la marche. Un décalage de 2cm du côté droit et de 4cm du côté gauche était observé durant la phase oscillante. Les deux points tendaient à se confondre en phase d'appui, le décalage était inférieur à 0,5cm.

Cette technique a déjà été étudiée par Südhoff (Südhoff 2007) dans le cadre de sujets adultes sains et pathologiques (rupture du ligament croisé antérieur). Avec une disposition différente des marqueurs (2

marqueurs en proximal et 2 marqueurs en distal – condyles et malléoles), l'auteur trouve une erreur moyenne de 7mm en position statique. Cette valeur était proche à la valeur que nous trouvons en phase d'appui.

Plusieurs éléments sont à l'origine de ce décalage : incertitudes de mesure de l'acquisition du mouvement (marqueurs externes sur la peau), incertitudes sur la reconstruction 3D des os mais surtout les erreurs dues au mouvement des marqueurs par rapport à la peau (tissus mous).

L'existence de ce décalage ainsi que sa grande valeur durant la phase oscillante montre l'effet de l'artefact induit par les tissus mous durant le mouvement.

Le recalage effectué sur un enfant sain nous a permis également d'observer la différence entre le centre de l'articulation de la hanche (centre de la tête fémorale) obtenu par recalage des os et le centre de hanche calculé par le système d'acquisition de mesure (Bell & coll. 1990). Nous avons remarqué qu'en statique, le centre de hanche calculé par Vicon était plus postérieur et plus bas que le CTF obtenu par recalage, avec un décalage entre les deux points de 4 cm (côtés gauche et droite moyennés). Südhoff (Südhoff 2007) trouve des résultats similaires en comparant le CTF recalé au centre de hanche obtenu par méthode fonctionnelle (4,6cm en moyenne pour les sujets sains contre 5,2cm en moyenne chez des sujets pathologiques).

Nous avons effectué également une comparaison de ces deux points durant la marche du sujet. Les trajectoires des deux points (Figure 48) suivaient la même allure, et ont montré le décalage postérieur du centre de hanche calculé par Vicon® par rapport au CTF. Le décalage en dynamique était constant et égal à celui trouvé en statique (Figure 49).

Cette différence entre le CTF obtenu par recalage des os personnalisé du sujet et le centre de hanche calculé par des modèles anthropométriques ou des méthodes fonctionnelles confirme les discussions et les recherches portées sur les questions de protocoles adéquats et de calcul de centre articulaire dans l'analyse de la marche (Bell & coll. 1990; Della Croce & coll. 2005; Leardini & coll. 2005; Schwartz & coll. 2005; Goujon & coll. 2006).

L'importance du mouvement interne des os durant la marche a déjà été soulignée (Cappozzo & coll. 1995). Plusieurs méthodes de recalage utilisant une combinaison de 2 à 3 modalités d'imagerie existent dans la littérature : couplage de CT scan/stéréophotogrammétrie avec IRM (Kawakami & coll. 2005; Otake & coll. 2005) ou électrogoniométrie (Van Sint Jan & coll. 2002; Sholukha & coll. 2006; Van Sint Jan & coll. 2006). Ces méthodes sont irradiantes à cause de l'utilisation du scanner, et restent semi-personnalisées.

La méthode que nous proposons est peu irradiante (deux radiographies conventionnelles), avec un protocole relativement simple et un recalage personnalisé. L'influence de la localisation du centre articulaire de la hanche sur le calcul des paramètres cinématiques pourraient être calculés. D'autres paramètres internes décrivant le mouvement des structures osseuses peuvent être également calculés comme le mouvement de la tête fémorale dans l'acétabulum durant la marche ou la rotation fémoro-tibiale.

## D. Etude de cas : KN

Nous observerons dans ce paragraphe l'architecture du squelette reconstruit en 3D de KN, obtenu par stéréoradiographie au Liban, et nous essaierons de comprendre les vices observés durant la marche (cf. Chapitre I.2.D et annexe).

Nous rappelons que KN est IMC diplégique de 8 ans qui marche sans aide technique. Elle présente un angle poplité de  $45^\circ$  en bilatéral. KN présente une spasticité aux ischio-jambiers et aux gastrocnémiens. Elle marche en flexion de genoux, attaque par l'avant pied et marche en rotation externe exagérée du pied droit.

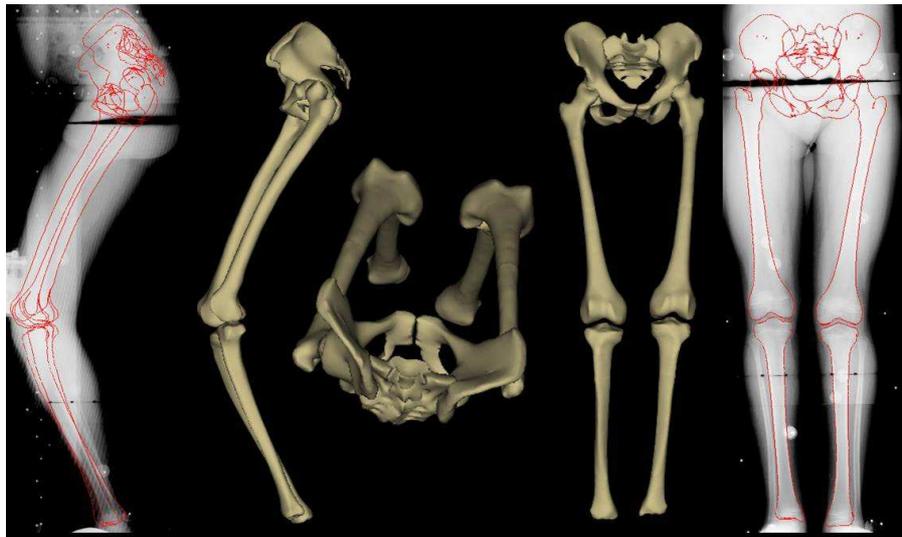


Figure 50 - Reconstruction 3D des membres inférieurs : KN (IMC 8 ans)

Tableau 8 - Paramètres cliniques calculés à partir de la reconstruction 3D des membres inférieurs : KN (IMC diplégique 8 ans)

PARAMETRES CLINIQUES : Angles en °							
Incidence Pelvienne			34				
Verion Pelvienne			1				
Pente Sacrée			33				
	<i>Plan</i>	<i>Gauche</i>	<i>Droite</i>	<i>Plan</i>	<i>Gauche</i>	<i>Droite</i>	
Angle cervico-diaphysaire	<i>3D</i>	130	126				
Torsion fémorale	<i>3D</i>	58	54				
Angle fémoral mécanique	<i>3D</i>	88	92				
Valgus physiologique du fémur	<i>3D</i>	6	5				
Rotation fémoro-tibiale	<i>3D</i>	15	3,5				
Angle fémoro-tibial mécanique	<i>frontal</i>	173	182	<i>sagittal</i>	138	135	
Angle tibial mécanique	<i>3D</i>	87	87				
Torsion tibiale	<i>3D</i>	4	16				
Axe bi-malléolaire	<i>fontal</i>	9	3,5	<i>horizontal</i>	18	16	

Nous remarquons une torsion fémorale interne de 54 et 58° avec un angle cervico-diaphysaire de 130 et 126° (gauche, droite respectivement). La valeur de la torsion fémorale paraît élevée en 3D parce que le calcul de l'angle prend en compte les déviations dans les 3 plans de l'espace.

Une rotation fémoro-tibiale externe de 17° est mesurable sur le côté gauche. Le tibia droit est en rotation externe de 16°.

Nous pouvons émettre l'hypothèse, que la marche se fait en rotation externe du pied droit à cause de la torsion tibiale élevée. Le tibia gauche étant moins tourné vers l'extérieur.

Le flessum statique des genoux chez cette patiente était quantifiable grâce à la reconstruction 3D personnalisée de ses membres inférieurs (42° à gauche et 45° à droite).

Ce flessum de genoux nous laisse penser à des muscles courts comme les ischio-jambiers ou les gastrocnémiens qui croisent le genou et peuvent provoquer sa flexion en se rétractant.

Cette interprétation clinique sera poursuivie à la fin du Chapitre III à la lumière des résultats supplémentaires qui seront obtenus.

### 3. Conclusion intermédiaire

---

Nous avons montré dans ce chapitre la faisabilité de la reconstruction 3D personnalisée des membres inférieurs chez les enfants à partir de 5 ans. Des paramètres cliniques ont été calculés sur ces reconstructions en 3D et dans chaque plan de l'espace.

Les angles radiologiques calculés permettent de quantifier l'architecture du squelette, élément essentiel pour la compréhension de la marche de l'enfant IMC : l'angle cervico-diaphysaire, les angles du fémur et du tibia, les torsions tibiales et fémorales, etc.

Une étude de reproductibilité sur ces paramètres a été menée sur 6 enfants non IMC et 4 enfants IMC. Les travaux menés au LBM sur la nouvelle méthode de reconstruction tridimensionnelle à partir de la stéréoradiographie permettent d'obtenir des angles assez reproductibles (rotation fémoro-tibiale autour de 3°).

La deuxième partie de ce chapitre s'est focalisée sur le recalage des structures osseuses tridimensionnelles personnalisées dans les repères en mouvement, liés à chaque segment corporel durant la marche du sujet. Ce travail a pu être effectué suite à l'installation d'une cabine de stéréoradiographie dans une salle contiguë à la salle d'analyse du mouvement au Liban. Trois sujets non IMC et une patiente IMC ont participé à cette étude.

L'exploitation d'un sujet sain a montré la faisabilité de la technique du recalage. Elle permet une observation interne du squelette durant la marche.

Nous avons pu remarquer l'effet de l'artefact causé par les tissus mous durant l'observation du mouvement des membres inférieurs recalé en cinématique.

Une comparaison entre le centre articulaire de la hanche calculé par le système d'acquisition (basé sur des mesures anthropométriques) et le centre de hanche obtenu par recalage des os a été effectuée.

Cette étude devra être étendue sur plusieurs enfants sains et IMC pour compléter sa validation et l'exploiter de manière plus approfondie :

- En clinique : en calculant des paramètres internes au squelette durant la marche (mouvement du fémur proximal dans le cotyle, le mouvement du tibia proximal par rapport au fémur distal...)
- En ingénierie : en quantifiant les erreurs induites par le mouvement des tissus mous.



## Chapitre III : Reconstruction 3D des Muscles des membres inférieurs chez l'enfant sain et IMC

---

---

Les vices architecturaux du squelette chez l'enfant IMC sont provoqués par des rétractions musculaires secondaires à la spasticité. Ils contribuent à la modification des bras de leviers musculaires durant la croissance de l'enfant IMC et donc perturbent sa marche.

La force musculaire produite durant la marche dépend non seulement de la qualité du tissu musculaire mais aussi de la géométrie de celui-ci. Des atrophies musculaires, ou des raccourcissements du muscle sont souvent rencontrés chez l'IMC.

Une reconstruction 3D personnalisée des muscles s'avère importante pour améliorer le diagnostic et l'aide à la décision thérapeutique : allongement musculaire, transfert tendineux, et injection de toxine botulique (dont la dose dépend du volume du muscle à injecter).

L'étude de littérature menée en première partie nous montre que la technique privilégiée (non irradiante et appliquée *in vivo*), permettant la reconstruction tridimensionnelle des muscles, est l'utilisation de clichés IRM. Une méthode développée récemment au LBM permet l'obtention de cette reconstruction à partir d'un nombre limité de coupes IRM (Jolivet & coll. 2008), et donc la réduction du temps de reconstruction.

Nous développerons en premier temps la faisabilité de la reconstruction 3D personnalisée des muscles chez l'enfant sain et IMC. Des paramètres géométriques seront calculés comme les volumes, les longueurs et les aires physiologiques. Une étude de reproductibilité de ces paramètres sera effectuée.

Dans un second temps, nous aborderons la possibilité de l'obtention de la reconstruction volumique des muscles en position debout, nécessaire pour le calcul de la longueur du complexe muscle/tendon ainsi que les bras de leviers.

# 1. Faisabilité et exploitation de la reconstruction 3D des muscles chez l'enfant

---

---

Nous développerons dans cette partie la méthode de reconstruction tridimensionnelle personnalisée des muscles ainsi que le protocole d'acquisitions IRM utilisé. Ces dernières ont eu lieu à Beyrouth dans le cadre de cette thèse, au CHU Hôtel Dieu de France – Université Saint-Joseph.

## A. Matériels et Méthodes

### A.1. Population

Quatre sujets ont participé à cette étude : 3 enfants sains (Sain9 garçon âgé de 9 ans, Sain11 et Sain14 filles âgées respectivement de 11 et 14 ans) et un enfant IMC (IMC8 diplégique âgée de 8ans). Cette patiente IMC (KN) avait effectué également l'examen d'analyse de la marche et l'examen stéréoradiographique.

### A.2. Protocole

Les 4 sujets ont effectués l'examen d'IRM. L'appareil utilisé est de marque *General Electric* délivrant un champ magnétique de 3 Tesla.

Le protocole IRM a été défini en collaboration avec E. Jolivet, I. Südhoff (chercheurs au LBM) et Dr. A. Haddad du service de radiologie à l'Hôpital Hôtel Dieu de France de Beyrouth.

Des coupes axiales en T1 ont été acquises des crêtes iliaques jusqu'aux pieds (Figure 51); les séquences T1 fournissent une bonne qualité d'image musculaire.

L'épaisseur des coupes choisie était de 4mm, avec un gap de 5mm. La combinaison choisie donnait un bon compromis qualité d'images/temps d'acquisition.

Deux acquisitions étaient nécessaires pour chaque sujet : une pour la cuisse et une pour la jambe. Le temps d'acquisition était d'environ de 25 minutes. La table était déplacée automatiquement entre les deux acquisitions sans modification de la position du sujet.

Nous avons choisi le body coil comme antenne (l'IRM). Les antennes présentes dans le service étaient de petites tailles nécessitant ainsi plusieurs acquisitions, donc une durée plus élevée.

Une nappe livrée par le constructeur était placée sur le patient pour diminuer les artefacts sur les images. Un casque diffusant de la musique était mis autour de la tête des enfants pour ne pas les effrayer par le bruit de la machine d'IRM durant l'acquisition.

Des essais préliminaires ont été effectués pour définir ce protocole, avec l'aide des ingénieurs de *General Electric* (fournisseur à Beyrouth et maison mère à Buc en France). Les images ont été validées par le radiologue et l'équipe du LBM.



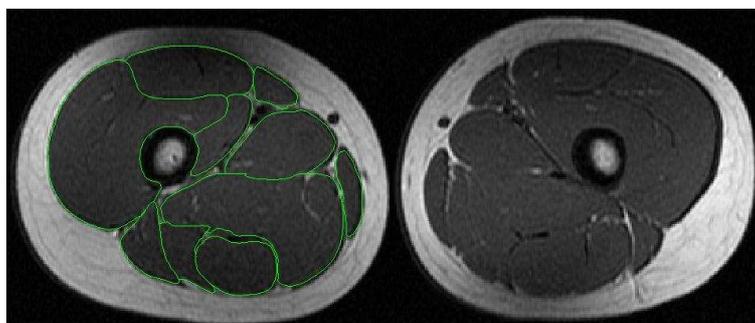
**Figure 51 - Protocole d'acquisition des clichés IRM à l'Hôpital Hôtel Dieu de France de Beyrouth. Machine GE 3 Tesla**

### A.3. Méthode de reconstruction musculaire

Nous présenterons brièvement la méthode de reconstruction des muscles développée entre le LBM et l'Hôpital Lariboisière de Paris, dans le but de l'obtention de la géométrie 3D des muscles de la hanche (Bonneau 2001; Pomero & coll. 2002; Jolivet 2007; Jolivet & coll. 2008). Cette technique a été adoptée dans notre étude et étendue sur tous les muscles des membres inférieurs ; deux étapes sont à réaliser.

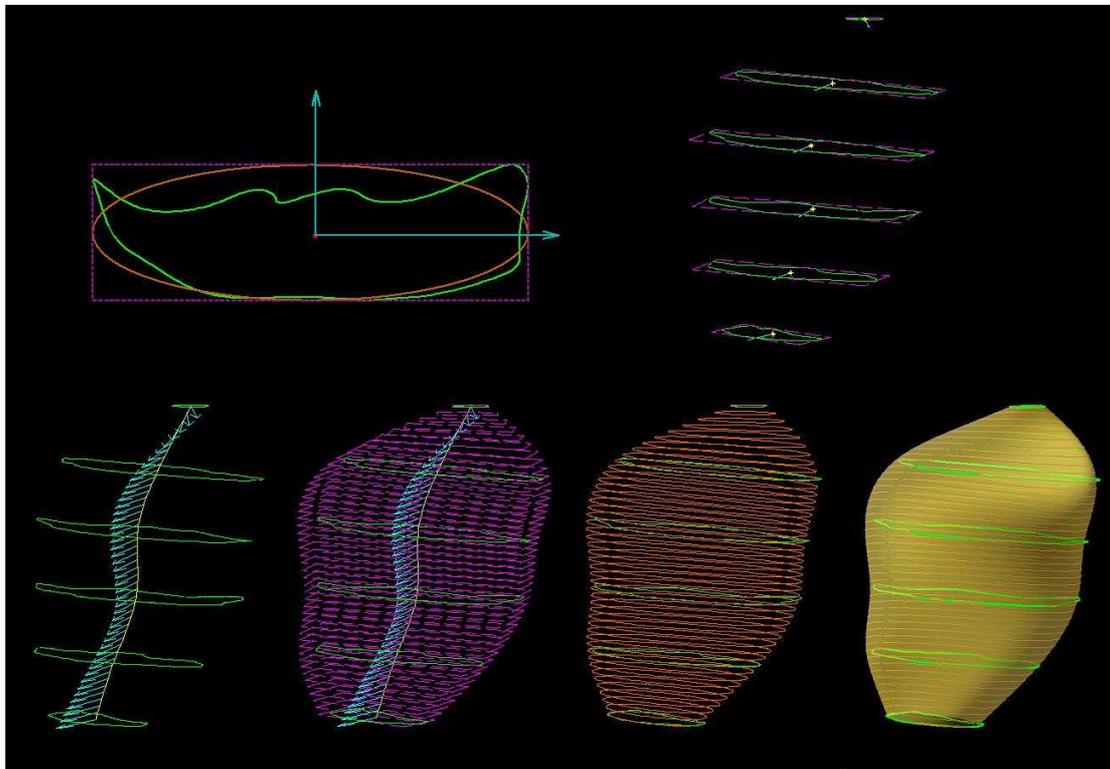
La première étape consiste à générer un modèle paramétrique du muscle.

Le contour du muscle est identifié sur un nombre limité de coupes IRM (N coupes espacées régulièrement entre la limite haute et la limite basse du muscle) (Figure 52).



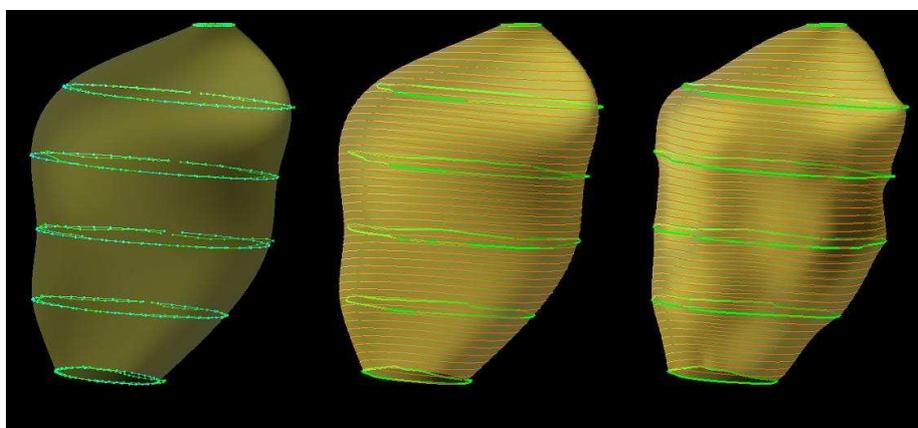
**Figure 52 - Contours musculaires repérés sur les coupes IRM. Exemple de la cuisse droite chez le sujet sain de 11 ans.**

Chaque contour est modélisé en une ellipse. Des paramètres caractéristiques des ellipses sont calculés (barycentre, orientation de l'axe principal d'inertie, largeur et longueur du plus petit rectangle englobant le contour) (Figure 53). Les paramètres, calculés sur le nombre réduit de coupes, sont interpolés sur l'ensemble des coupes. L'ensemble des ellipses obtenues fournit un modèle paramétrique pré-personnalisé du muscle.



**Figure 53 - Méthode de reconstruction des muscles à partir des coupes IRM (Jolivet 2007)**

La deuxième étape consiste à déformer le modèle pré-personnalisé par krigeage, de manière à ce que les ellipses modélisées pour les images contourées s'ajustent aux contours numérisés sur les coupes (Figure 54).



**Figure 54 - Krigeage de l'objet paramétré pré-personnalisé du muscle (Jolivet 2007)**

#### **A.4. Muscles reconstruits**

La technique précédente a été appliquée pour les muscles des membres inférieurs. Des groupements musculaires ont été parfois nécessaires, vu la difficulté de différencier les contours sur les coupes IRM.

Dix neuf muscles ont été reconstruits en bilatéral : grand fessier, groupe petit et moyen fessiers, groupe court et long adducteurs, grand adducteur, l'ilio-psoas, semi-membraneux, semi-tendineux, biceps fémoral long, biceps fémoral court, tenseur du fascia lata, groupe vastes latéral et intermédiaire, vaste médial, droit fémoral, sartorius, gracile, soléaire, tibial antérieur, gastrocnémien latéral et gastrocnémien médial.

L'identification des muscles sur les coupes IRM était définie et validée par un anatomiste le Dr. Bonneau. Une dissection au laboratoire d'anatomie de l'Hôpital Carémeau de Nîmes nous a permis d'analyser en détails la géométrie musculaire des membres inférieurs.

#### **A.5. Mise en place du protocole de reconstruction**

La reconstruction 3D des muscles à partir d'un nombre réduit de coupes a nécessité une mise en place d'un modèle de référence.

Pour chacun des muscles de l'étude, les contours musculaires ont été délimités sur toutes les coupes pour un sujet. Les modèles 3D obtenus, après lissage, servaient d'objet de référence.

Pour connaître le nombre  $N$  de coupes à contourer pour chaque muscle, les contours numérisés dans l'objet de référence ont été progressivement retirés de la méthode de reconstruction. Les contours des limites haute et basse du muscle sont toujours fixes. A chaque itération, l'écart par rapport au volume de référence était calculé. Un seuil d'erreur de 5% était fixé.

#### **A.6. Paramètres calculés**

Le volume (en  $\text{cm}^3$ ) a été calculé pour chaque muscle.

La longueur du corps musculaire est estimée en construisant la spline qui passe par les centres des contours elliptiques obtenus par krigeage. Les longueurs ( $L_{CM}$ ) ont été normalisées par rapport à la longueur des membres inférieurs de chaque sujet.

Des aires de section ont été calculées en coupant chaque muscle par des plans perpendiculaires à la spline. L'aire de section anatomique maximale est ensuite déduite (en  $\text{cm}^2$ ).

#### **A.7. Etude de reproductibilité de la technique de reconstruction**

Nous avons étudié la reproductibilité de ce protocole en comparant les reconstructions réalisées par deux opérateurs sur les 4 sujets. Deux sujets (l'IMC et le sujet sain de 11 ans) ont été reconstruits deux fois par le premier opérateur et une fois par le deuxième opérateur. Les deux autres sujets ont été reconstruits deux fois par le premier opérateur uniquement.

La reproductibilité globale intra et inter-opérateurs confondus sera présentée.

Les différences des valeurs des paramètres à la moyenne sont calculées. Ces différences sont regroupées ensuite par paramètre (volume, longueur, air physiologique) et par muscle, puis les 2 écarts-types (2SD) sur ces valeurs ont été évalués. (Explications en ANNEXE 1 : Incertitudes de Mesures).

## B. Résultats

### B.1. Reconstructions volumiques des muscles

Les reconstructions 3D personnalisées des muscles des membres inférieurs ont été obtenues pour les 4 enfants (Figure 55 et Figure 56). Rappelons que c'est une reconstruction personnalisée des muscles en position couchée (position dans la machine). Les muscles pour lesquels nous avons trouvé des difficultés dans la détection des contours étaient les adducteurs de hanche et l'ilio-psoas dans l'acquisition de la cuisse. Concernant les acquisitions de la jambe, la limite entre soléaire et gastrocnémiens était parfois difficile à trouver.

Le nombre de coupes optimal N à contourner pour reconstruire les muscles a été défini (Tableau 9). Le temps total de reconstructions de 38 muscles (19 par membre inférieur) avec cette technique était de 1 heure et demie.

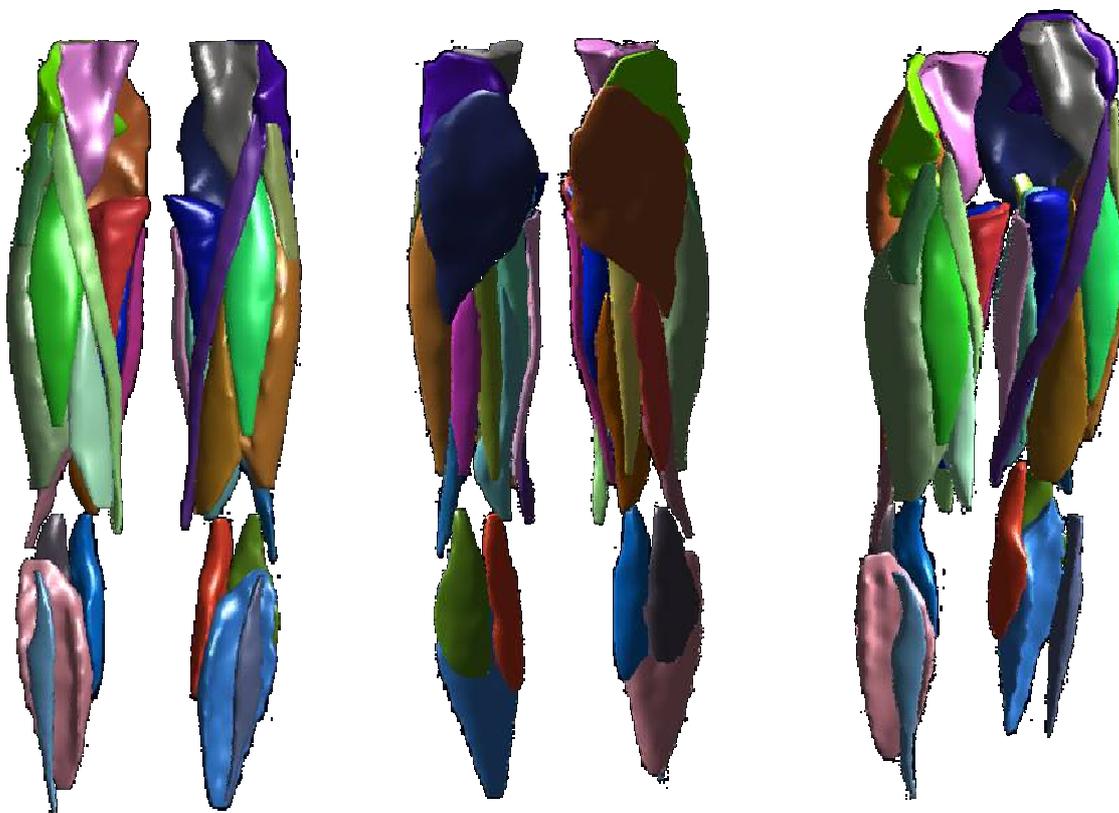


Figure 55 - Exemple de reconstruction musculaire pour un sujet sain (9 ans). Vues : face, profil et travers.

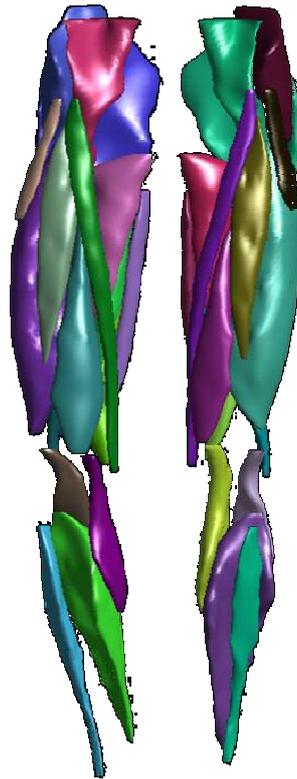


Figure 56 - Exemple de reconstruction de muscles d'une patiente IMC de 8 ans.

Tableau 9 - Nombre de coupes IRM à contourer pour la reconstruction en 3D

<i>Groupe musculaire</i>	<i>Nombre de coupes à contourer</i>	<i>Groupe musculaire</i>	<i>Nombre de coupes à contourer</i>
Grand fessier	7	Biceps fémoral court	10
Petit-moyen fessiers	7	Tenseur du fascia lata	7
Ilio-psoas	7	Vaste latéral-intermédiaire	7
Court-long adducteurs	10	Vaste médial	6
Grand adducteur	12	Droit fémoral	5
Sartorius	14	Gastrocnémien médial	5
Gracile	10	Gastrocnémien latéral	5
Semi-membraneux	6	Soléaire	9
Semi-tendineux	7	Tibial antérieur	7
Biceps fémoral long	7		

## B.2. Paramètres calculés

Le sujet IMC a présenté des volumes musculaires plus faibles que les sujets sains (Figure 57). Les grandes différences de volume entre sujet IMC et les sujets sains portaient sur les adducteurs (différence pouvant atteindre 100cm<sup>3</sup>), le droit fémoral, les vastes (latéral, médial et intermédiaire), les fessiers (petit, moyen et grand) et les soléaires (différence de 80cm<sup>3</sup>). Ces différences apparaissent également pour les aires physiologiques et ceci pour les mêmes muscles (Figure 58).

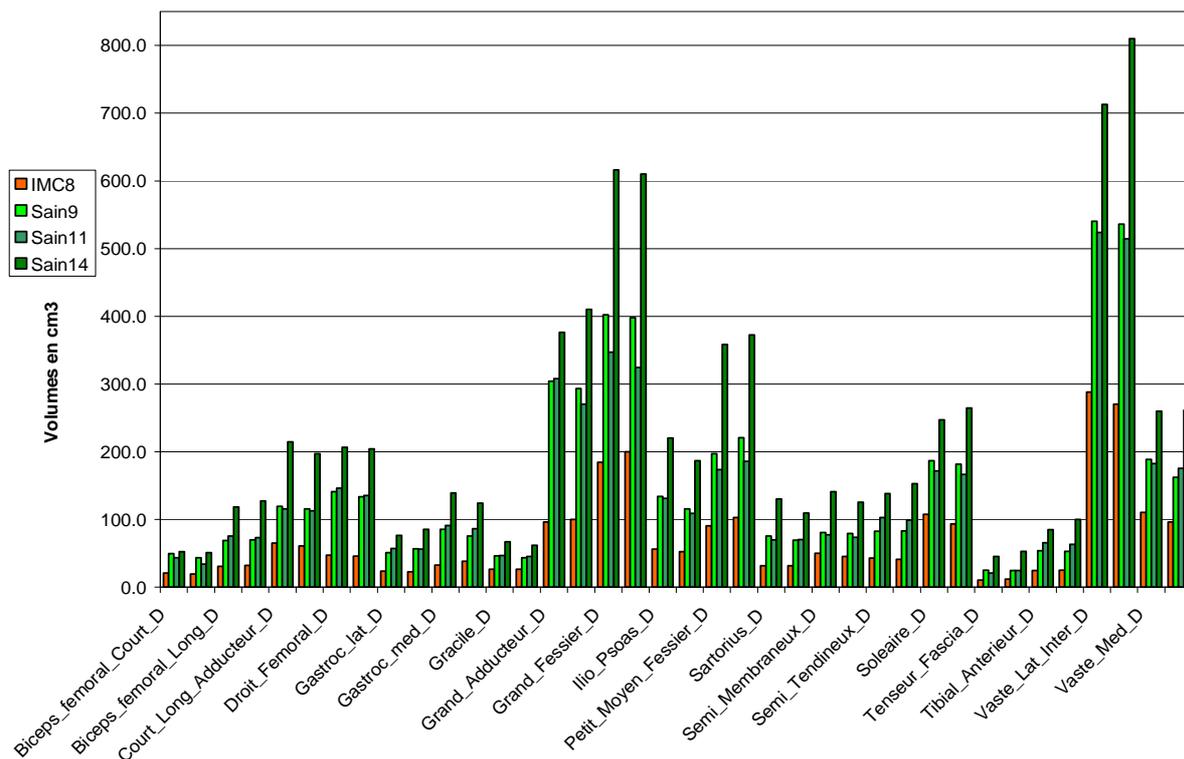


Figure 57- Volumes musculaires : Patient IMC v/s Sujets sains

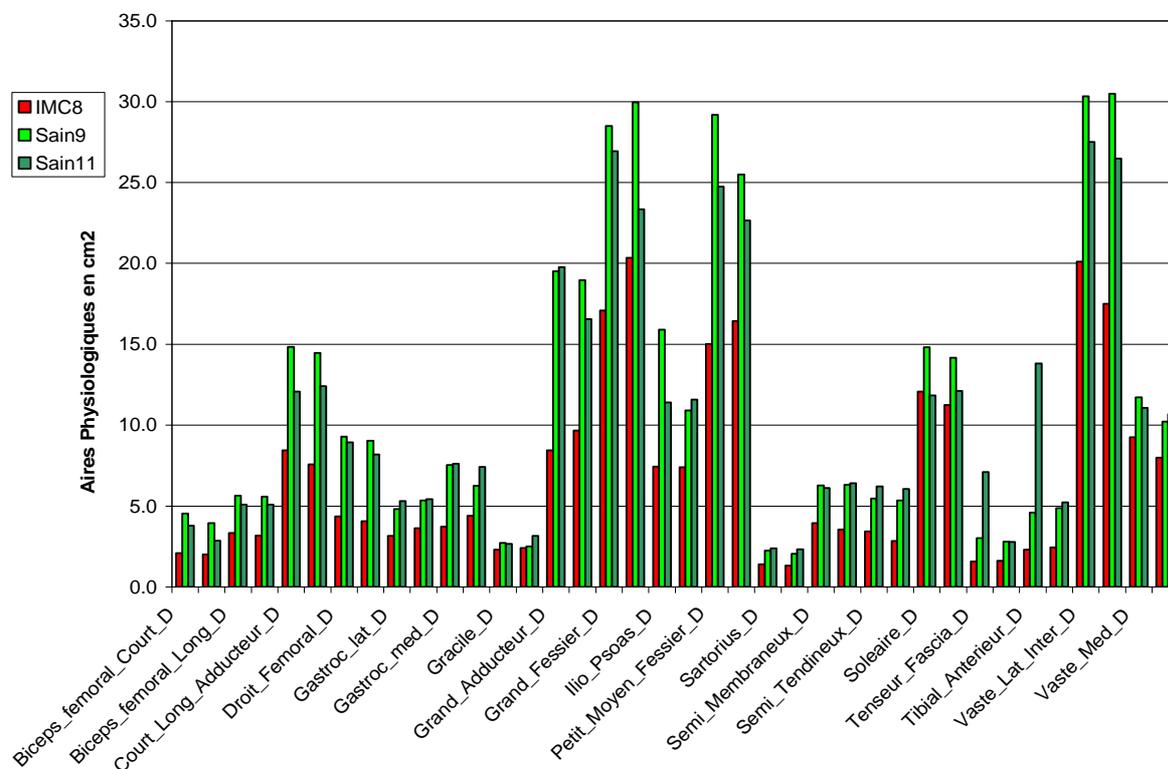


Figure 58- Aires Physiologiques des Muscles : Patient IMC v/s Sujets sains

Concernant les longueurs musculaires, une différence a été observée entre le sujet IMC et les sujets sains (Figure 59) par ordre décroissant pour les muscles suivants : Sartorius, Grand adducteur, Droit fémoral, Gracile et Gastrocnémiens. Les résultats du sujet sain de 14 ans ont été retirés des graphes pour faciliter la visualisation.

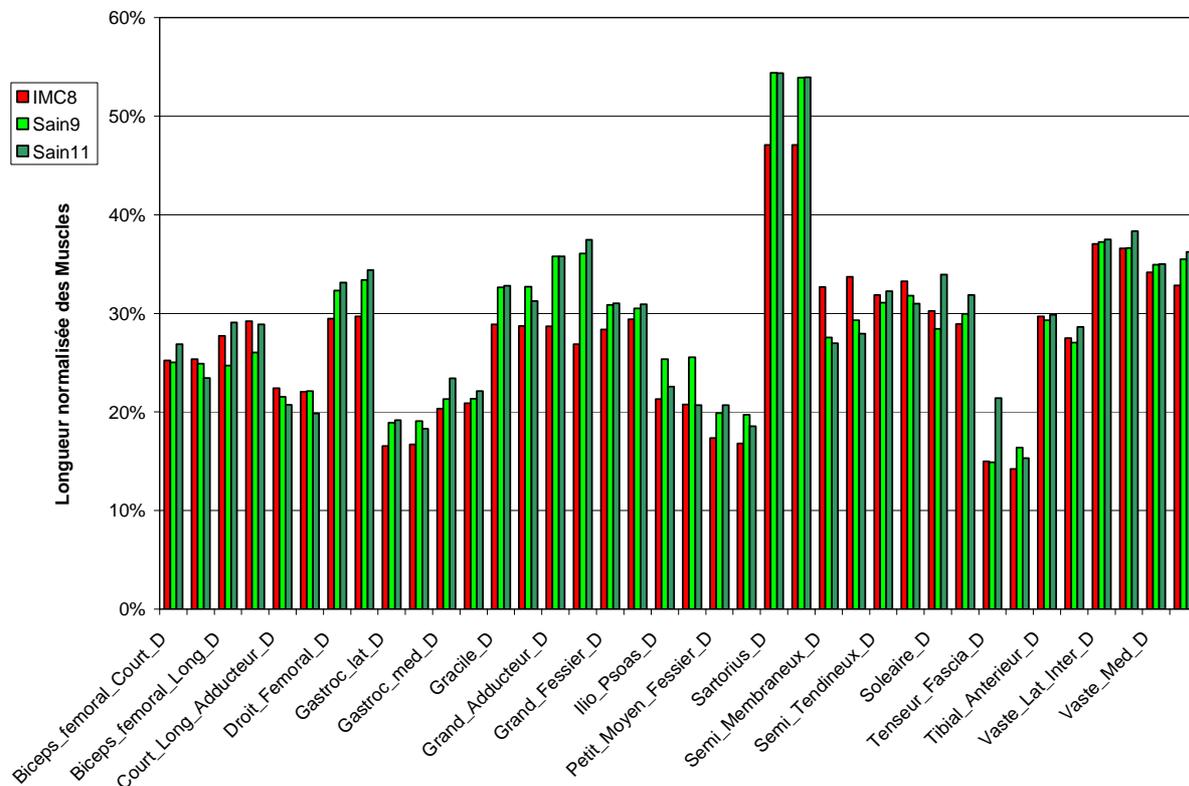


Figure 59- Longueurs normalisées des muscles : Patient IMC v/s Sujets sains

### B.3. Etude de reproductibilité

Deux sujets ont été reconstruits 2 fois par le premier opérateur et 1 fois par le deuxième opérateur (le sujet IMC et le sujet sain de 11 ans). Les deux autres sujets ont été reconstruits deux fois par le premier opérateur. Les 2 écart-types sur les différences à la moyenne calculées pour toutes les reconstructions, sur tous les muscles sont exposés (Tableau 10).

Les maxima d'incertitudes sur le volume apparaissent pour les adducteurs en grande partie. Ceci étant dû à la difficulté de repérer la limite séparant le grand adducteur du groupe court-long adducteur.

Des incertitudes de 17% sur le volume apparaissent pour le soléaire et le gastrocnémien latéral dans le cas IMC, ceci étant dû probablement à l'atrophie musculaire, et à l'indécision de l'opérateur dans le choix du contour du muscle sur une coupe donnée.

**Tableau 10 - Reproductibilité sur les reconstructions musculaires 3D : volumes, aires physiologiques et longueurs.**

Paramètres	IC à 95%(2SD)
Volumes	8.5 cm <sup>3</sup> 8 %
Aires Physiologiques	1.8 cm <sup>2</sup>
Longueur	1.7 cm

### C. Discussion

La technique de reconstruction tridimensionnelle personnalisée des muscles développée au Laboratoire de Biomécanique (Jolivet 2007; Jolivet & coll. 2008) pour les muscles de la hanche, puis développée pour un grand nombre de muscle de la cuisse (Südhoff 2007) a été appliquée pour tous les muscles de la cuisse, ainsi que 4 muscles de la jambe, chez les enfants sains et un enfant IMC.

L'incertitude liée à cette technique de reconstruction musculaire 3D à partir d'un nombre limité de coupes IRM a été déjà évaluée pour la hanche (Jolivet & coll. 2008).

Pour estimer l'incertitude au niveau du membre inférieur, nous avons reconstruit un modèle de référence incluant 19 muscles pour un membre. La délimitation des contours musculaires sur toutes les coupes a pris 2,5 jours. La reconstruction des muscles d'un membre en contournant un nombre limité de coupes (5 à 9 dépendamment du muscle) a pris 1 heure et demie et nous avons montré que l'écart en volume par rapport à la référence est inférieur à 5%.

L'étude de reproductibilité effectuée sur 4 sujets (8 membres inférieurs), 2 opérateurs, a montré des incertitudes de 8% en moyenne sur les volumes, avec un maximum de 17% pour les triceps.

L'étude de reproductibilité effectuée par Jolivet (Jolivet & coll. 2008) a montré une incertitude entre 5% et 12% sur les aires et les volumes des muscles de la hanche. Les incertitudes arrivaient à 24% pour le gastrocnémien latéral dans l'étude de Südhoff (Südhoff 2007). Les résultats que nous trouvons s'insèrent dans le même intervalle et sont plus faible pour les gastrocnémiens, ceci étant dû probablement à l'utilisation d'une IRM 3 Tesla qui permet d'obtenir une meilleure qualité d'image.

Cette méthode fournit ainsi la possibilité d'obtenir une reconstruction 3D personnalisée des membres inférieurs de bonne qualité et en peu de temps.

La reconstruction 3D personnalisée des muscles des membres inférieurs nous a permis de calculer des volumes musculaires et de quantifier ainsi l'atrophie musculaire chez le sujet IMC. Ce paramètre est essentiel pour le choix de la dose de toxine botulique à injecter (Bandholm & coll. 2007).

La spasticité est à la base des déformations osseuses et des troubles de marche chez l'IMC. Il est connu que la spasticité entraîne une atrophie musculaire, et que l'incapacité de contraction d'un muscle augmente avec le degré de spasticité. Peu d'études dans la littérature traitent de la perte de volume qui accompagne les muscles spastiques à l'exception de celle de Lampe (Lampe & coll. 2006).

Les longueurs calculées par notre méthode de reconstruction sont celles des corps musculaire, puisque c'est la partie fibreuse du muscle qui est observée sur les coupes IRM faites en acquisition T1.

Pour quantifier la longueur totale du muscle (tendon inclu), d'autres protocoles doivent être mis en place. Nous avons recherché dans la partie suivante une technique simple qui permettra d'estimer la longueur du corps musculaire et de la partie tendineuse en position debout.

## **2. Reconstruction musculaire 3D en position debout : étude préliminaire**

---

---

Les deux techniques d'imagerie, l'IRM et la stéréoradiographie, nous permettent d'obtenir séparément, la reconstruction 3D des muscles en position couchée et la reconstruction 3D du squelette en position debout.

Une combinaison des deux modalités nous permettra d'obtenir la reconstruction 3D personnalisée des muscles et du squelette en position debout. Nous développerons dans cette partie la faisabilité de cette technique.

Les insertions musculaires seront identifiées sur le squelette. Les longueurs musculaires totales (muscle + tendon) seront calculées et comparées à la longueur du corps musculaire. Une comparaison entre la longueur du muscle obtenu par reconstruction 3D et la longueur du muscle filaire sera évaluée.

### **A. Matériels et Méthodes**

#### **A.1. Population et acquisitions des données**

Au total, 2 enfants sains (Sain9 garçon de 9 ans, Sain11 fille de 11 ans) et une patiente IMC (KN, fille diploïque de 8 ans) ont effectué les deux types d'examen IRM et stéréoradiographie.

Les acquisitions IRM ont été effectuées à l'Hôpital Hôtel Dieu de France (cf. Chapitre III partie 1). La stéréoradiographie a été effectuée au Gait and Motion Analysis lab. du SESOBEL à l'aide de la cabine installée à Beyrouth dans le cadre de cette thèse (cf. Chapitre II partie 2).

#### **A.2. Modélisation des muscles en position debout**

Le passage de la position couchée à la position debout induit un changement dans les angulations des structures osseuses et une déformation des tissus mous. Dans un premier temps, nous avons négligé l'effet de la déformation des tissus mous pour nous intéresser essentiellement au positionnement des muscles par rapport aux structures osseuses.

Les clichés IRM nous ont permis d'obtenir la reconstruction des corps musculaires en position couchée. L'IRM nous permet également d'avoir dans le même repère les coordonnées d'un certain nombre de points anatomiques associés aux structures osseuses. Ces mêmes points anatomiques (qui seront appelés ultérieurement points de contrôle) sont identifiables en position debout et peuvent donc nous permettre d'estimer la position des muscles dans cette position.

Pour cela, la technique de krigeage a été utilisée (Trochu 1993). Il s'agit d'un algorithme de transformation géométrique non linéaire. Cette transformation consiste à définir des points de contrôle sur l'objet à déformer et les points d'évaluation associés qui déterminent pour chaque point de contrôle leur position après déformation. A partir de ce jeu de points, une fonction de transformation non linéaire est définie par une transformation de corps rigide associée à une fonction de variance. Cette fonction de transformation est alors appliquée à l'ensemble des points de l'objet à déformer pour obtenir l'objet final.

### A.3. Définition des points de contrôle

Pour pouvoir effectuer la transformation des muscles 3D en position debout sur le squelette du sujet par méthode de krigeage, des points de contrôles ont donc été définis.

Ces points doivent être faciles à repérer, et signifiant dans le processus du passage de la position couché (en IRM) à la position debout (en Stéréoradiographie).

Le changement le plus remarquable entre les deux positions est la posture du sujet. Donc les points de contrôle doivent décrire le changement de positions des articulations et des segments squelettiques.

Les points de contrôle choisis à gauche et à droite étaient : les épines iliaques antéro-supérieures (EIAS), les centres des têtes fémorales (CTF), les saillies des bords postérieurs des condyles fémoraux médiaux et latéraux (BPCM, BPCL), les saillies des bords postérieurs des plateaux tibiaux médiaux et latéraux (BPPTM, BPPTL) et les malléoles médiales et latérales (MM, ML) (Figure 60).

Ces points ont été identifiés sur les clichés IRM et sur les reconstructions 3D des membres inférieurs.



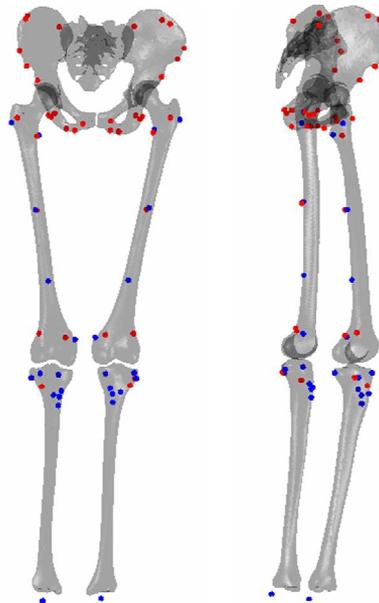
Figure 60 - Points de contrôle sur la reconstruction 3D des membres inférieurs.

### A.4. Insertions musculaires

Les insertions des muscles des membres inférieurs ont été définies sur les modèles génériques des segments squelettiques utilisés dans la reconstruction 3D. Ce travail a été réalisé en utilisant un logiciel développé au LBM qui permet de dessiner sur les os en 3D les régions des insertions

musculaires (origines et terminaisons). Ainsi, chaque reconstruction 3D personnalisée des membres inférieurs s'accompagnait d'un fichier des insertions personnalisées des muscles sur les os.

La définition des insertions était basée sur des planches anatomiques (Netter 2002) et une dissection des membres inférieurs au laboratoire de l'Hôpital Caréméau de Nîmes menée par le Dr. Bonneau. Les régions définies sur les os génériques ont été validées ensuite par le Dr. Presedo (chirurgien orthopédiste). Les barycentres de ces régions seront utilisés plus tard dans les calculs (Figure 61).



**Figure 61- Barycentres des origines (en rouge) et terminaisons (en bleu) musculaires personnalisées sur le squelette. Exemple d'un sujet sain (fille 11 ans).**

### A.5. Paramètres calculés

Deux paramètres ont été calculés sur les muscles 3D transformés en position debout :

#### a) Longueur du complexe musculo-tendineux

Les centres des coupes musculaires ont été reliés par une spline qui respecte ainsi le trajet du muscle. La longueur de cette spline étant la longueur du corps musculaire ( $L_{CM}$ ).

L'origine et la terminaison personnalisées des muscles, obtenues par stéréoradiographie étaient ensuite rajoutées à la spline définie précédemment. La longueur de la nouvelle spline nous donne la longueur totale du muscle, corps musculaire et tendon ( $L_{totale}$ ). Le rapport de la longueur du corps musculaire sur la longueur totale du muscle a été calculé (Figure 62).

#### b) Longueur réelle v/s longueur de la ligne directe

La longueur du segment reliant l'origine à la terminaison musculaire a été calculée puis comparée à la longueur totale (corps musculaire + tendon) basée sur le trajet du muscle obtenu par reconstruction 3D personnalisée en position debout (Figure 62).

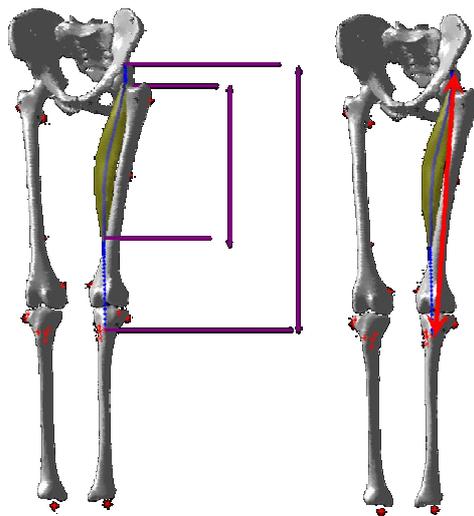


Figure 62 – Paramètres. Droite : rapport  $L_{CM}/L_{totale}$ . Gauche : Longueur  $_{totale}/L$  segment origine insertion.

## B. Résultats

### B.1. Muscles en position debout

La déformation appliquée aux muscles en position couchée basée sur les points définis sur le squelette personnalisé en position debout et leur correspondants sur les IRM a permis d'obtenir, dans une étude préliminaire, la reconstruction 3D personnalisée des muscles en position debout (Figure 63).

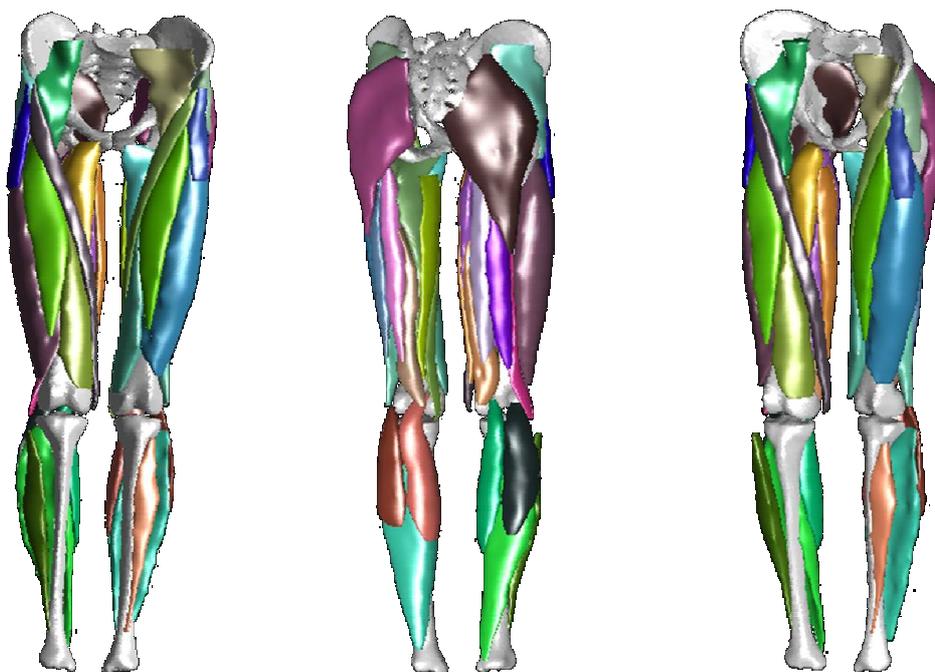


Figure 63 - Reconstruction des muscles en position debout. Exemple du sujet sain (fille 11 ans) : vues antérieure, postérieure et oblique.

## B.2. Longueur muscle/tendon

Les splines allant de l'origine du muscle jusqu'à la terminaison passant par le centre du corps musculaire ont permis de calculer le rapport de longueur entre corps musculaire ( $L_{CM}$ ) et longueur totale ( $L_{totale}$ ).

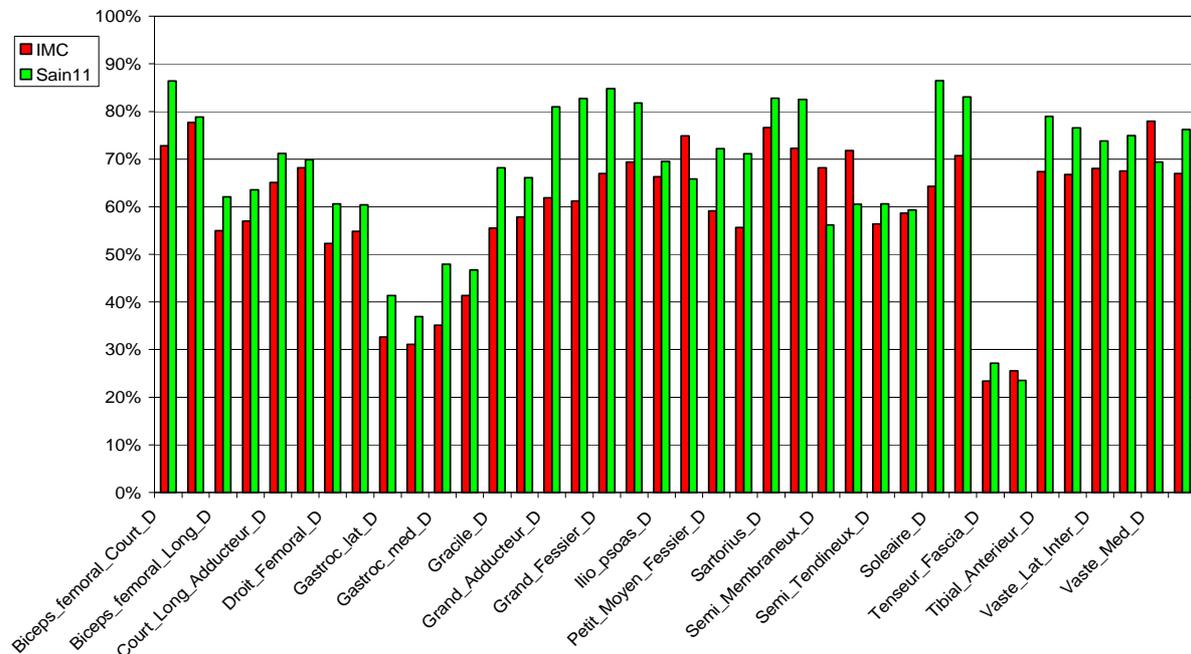


Figure 64 - Rapports des LCM / L totale des muscles en position debout. Sain et IMC.

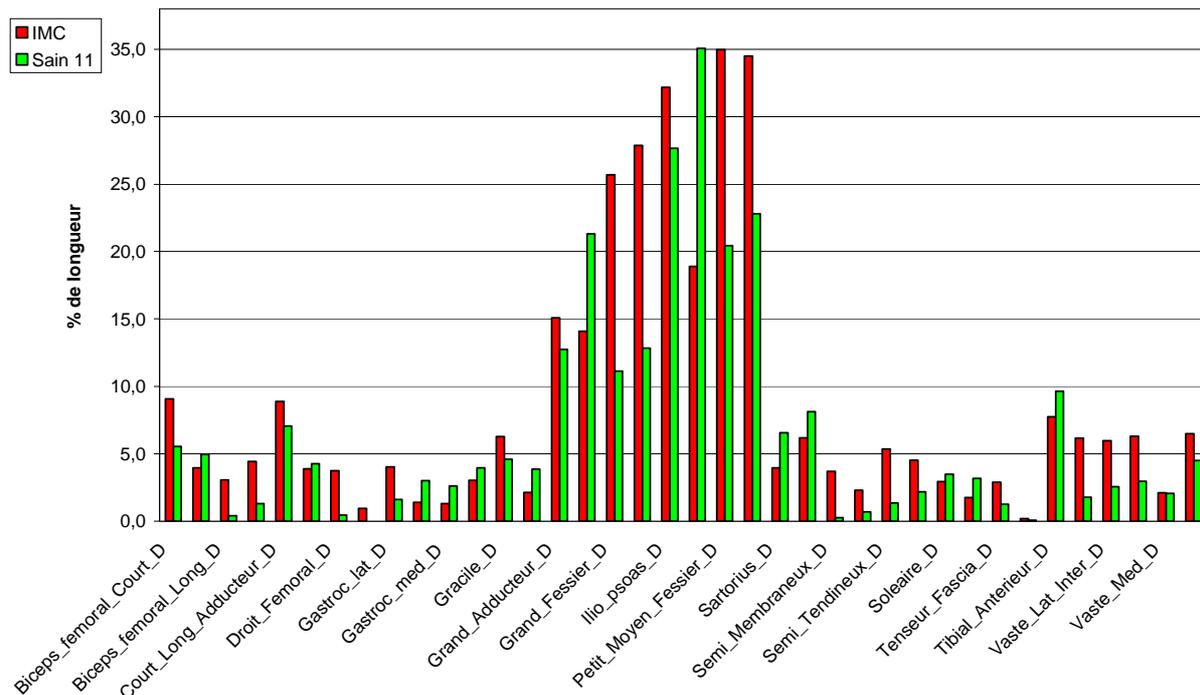
Nous pouvons ainsi remarquer que le corps musculaire du tenseur du fascia lata ne constitue que 20 à 25% de la longueur totale du muscle chez un enfant sain (Figure 64). Le corps musculaire des gastrocnémiens constitue entre 35% et 45% de la longueur totale du muscle, le chef médial étant légèrement plus fibreux que le chef latéral. Les muscles sartorius, grands fessiers, grands adducteurs et biceps fémoral court montre que plus de 80% de leur longueur est constituée de partie fibreuse.

Nous remarquons que pour la plupart des muscles, la longueur du corps musculaire par rapport à la longueur totale des muscles était plus faible chez la patiente IMC (8 ans) que chez le sujet sain (11 ans). Le test de comparaison de Student a montré une différence significative entre les deux échantillons ( $p=0.046$ ).

Le maximum de différence de longueur entre corps musculaire et partie tendineuse pour le sujet IMC par rapport au sujet sain était pour le soléaire, le grand adducteur et le biceps fémoral.

## B.3. Longueur : muscle volumique / muscle filaire

La différence entre la longueur réelle du muscle, prenant en compte son trajet, et la longueur d'un segment direct entre l'origine et l'insertion a été évaluée chez le sujet sain de 11 ans et chez la patiente IMC de 8 ans. Le pourcentage d'écart entre les deux longueurs a été calculé (Figure 65) (la longueur du muscle volumique était prise comme référence).



**Figure 65 - Ecart sur les méthodes de calcul des longueurs musculaires : longueur avec trajet réelle v/s segment directe origine-insertion. Sain et IMC.**

Les erreurs faites en assimilant le muscle à un segment reliant l'origine à l'insertion peuvent atteindre 35% sur la longueur des fessiers, plus de 20% pour les adducteurs et 10% pour les ischio-jambiers, le sartorius et le tibial antérieur. Les écarts pour les triceps ne dépassaient pas les 5%. L'erreur minimale était pour le droit fémoral et le tenseur du fascia lata.

Une différence sur les écarts entre IMC et sujet sain était observable.

## C. Discussion

Le passage de la reconstruction musculaire de la configuration couchée à la position debout est réalisé grâce à un recalage élastique. Cette transformation prend en compte la différence de position entre les segments squelettiques grâce à un choix judicieux des points de contrôle. Ces derniers sont identifiables sur les coupes IRM, ainsi que leurs correspondants sur la reconstruction osseuse en position debout.

Il n'existe pas d'approches similaires dans la littérature à l'exception de celle de Pomero (Pomero 2002). La validation de cette méthode est difficile compte tenu de l'inexistence de moyens techniques pour le faire. Néanmoins, l'analyse visuelle des résultats préliminaires obtenus est encourageante et montre une reconstruction cohérente. Des analyses approfondies devraient être menées avec la technique d'IRM en position debout.

La personnalisation des insertions musculaires sur le squelette a été effectuée et combinée aux muscles tridimensionnels en position debout.

A partir de cette modélisation géométrique personnalisée nous avons pu estimer les longueurs totales des muscles et les comparer aux longueurs des corps musculaires.

En effet, les contours musculaires repérés sur les IRM, effectués en T1, constituent la partie fibreuse du muscle ; la partie tendineuse n'étant pas visible. Ainsi, la partie manquante entre le corps musculaire reproduit en position debout et l'insertion osseuse du muscle, n'est autre que la partie tendineuse.

Nous avons pu observer tout de même, que les corps musculaires chez le sujet IMC étaient plus courts que chez le sujet sain. Le passage des muscles en position debout, combinés au squelette nous a permis également d'évaluer l'écart sur la méthode de calcul de la longueur du muscle. Nous avons remarqué que l'erreur pourrait dépasser les 30% (pour les fessiers et les adducteurs) si la longueur calculée est la distance entre l'origine et la terminaison du muscle. La spline partant de l'origine jusqu'à l'insertion, passant par le centre du corps musculaire prends en compte le trajet du muscle par rapport aux os et aux muscles qui l'entourent.

L'écart sur la longueur du droit fémoral entre les deux méthodes n'est pas grande, parce que le trajet de ce muscle, comme son nom l'indique, est plutôt droit et sans courbure.

De plus, les déformations osseuses fréquentes chez les IMC déforment les trajectoires des muscles, et la modélisation géométrique nécessite ainsi une personnalisation de la reconstruction et une visualisation détaillée de l'architecture musculo-squelettique.

Les modèles existants dans la littérature utilisent la méthode de modélisation par ligne directe entre l'origine et l'insertion. Pour affiner ces modèles les auteurs ajoutent parfois des « via-points » pour renforcer le trajet du muscle (Delp & coll. 1990) comme dans le modèle Open SIMM ou bien dans la base de données sur sujets cadavériques de Kepple (Kepple & coll. 1998).

Une comparaison de nos résultats à ceux obtenus par ces méthodes pourrait permettre d'apprécier le gain lié à la reconstruction volumique du muscle.

L'intérêt de la personnalisation des insertions musculaires a été levé par Pal dans une étude récente (Pal & coll. 2007) qui montre une grande variation des bras de levier musculaire en modifiant la localisation des insertions.

Ce type de modèle personnalisé nous permettra de calculer des bras de leviers articulaires. Les reconstructions musculaires que nous utilisons ne prennent pas encore en compte les différentes directions des fibres musculaires. Blemker a montré sur un sujet sain avec une modélisation en éléments finis la variation du bras de levier en fonction de la direction de la fibre musculaire. Une grande variation est constatée surtout durant le mouvement, c'est-à-dire avec la variation de l'angle articulaire (Blemker & coll. 2005).

En conclusion, bien qu'il s'agisse d'une approche préliminaire, la méthode proposée devrait permettre à terme de prendre en compte ces différents paramètres.

## D. Etude de cas : KN

La reconstruction tridimensionnelle des muscles de KN a montré une atrophie musculaire élevée (Figure 57). Le maximum de différence de volume était pour le vaste latéral et intermédiaire, les fessiers et les adducteurs.

Cette atrophie musculaire a entraîné également une diminution de la section du muscle (Figure 58). L'aire de la section était le plus faible (comparé aux sujets sains) pour les droits fémoraux, les gastrocnémien médiaux, les grands adducteurs et les fessiers. Cette constatation nous laisse penser que les forces engendrées par ces muscles, durant la marche, peuvent ne pas être suffisantes.

Les longueurs des corps musculaires en position couchée ont montré des valeurs plus faibles que chez les sujets sains (Figure 59) notamment pour le sartorius, le droit fémoral, le gracile et le gastrocnémien latéral, et ceci des côtés droit et gauche.

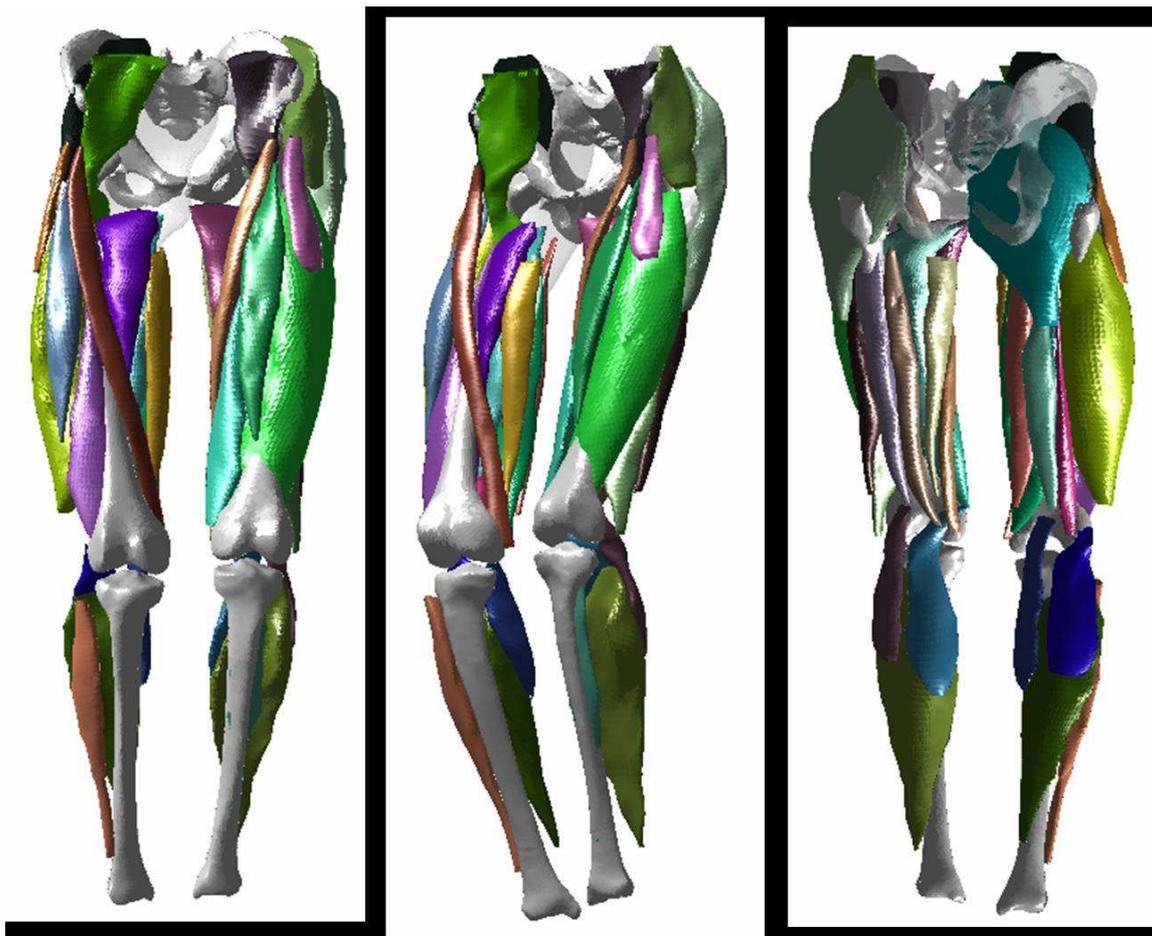


Figure 66 - Reconstruction 3D personnalisée du système musculo-squelettique des membres inférieurs de KN (IMC diploïque de 8 ans).

Le passage des muscles en position debout combinés à la reconstruction squelettique 3D et aux insertions musculaires (Figure 66) nous a montré que le rapport de longueur du corps musculaire à la longueur totale du muscle était significativement plus faible que chez le sujet sain (Figure 64). Ceci était visible pour tous les muscles, en particulier pour les soléaires, grands adducteurs, droits fémoral, tibial antérieurs et gastrocnémiens latéral et médial.

Cette diminution de longueur du corps musculaire est très probablement due à la spasticité observée chez cette patiente durant l'examen clinique (pour les gastrocnémiens, les ischio-jambiers et un peu moins pour les gracile, soléaire et droit fémoral), mais également à la rétraction musculaire progressive secondaire à une « contraction musculaire concentrique chronique » liée à la spasticité.

Pour reprendre globalement le cas de KN, cette fille diplégique de 8 ans ne montre pas de grandes déformations osseuses.

L'examen clinique a montré une courte longueur des ischio-jambiers. Ceci n'a pas été significatif sur l'examen IRM et sur les reconstructions tridimensionnelles des muscles, à l'exception du biceps fémoral qui était court à droite.

Par contre, la reconstruction 3D des muscles a montré une grande diminution de la longueur des adducteurs de hanche.

La courte longueur des gastrocnémiens chez cette patiente, due à la spasticité, a entraîné des déformations au niveau des chevilles. D'où l'apparition du varus bilatéral observé durant l'examen clinique.

### 3. Conclusion Intermédiaire

---

La reconstruction tridimensionnelle personnalisée des muscles des membres inférieurs à partir de l'IRM est faisable chez l'enfant. La méthode utilisée est simple et demande un faible temps de traitement (3h contre 5 jours en contournant toutes les coupes IRM pour les deux membres).

Des volumes, des aires physiologiques et des longueurs de corps musculaires peuvent être obtenus. Ces paramètres sont importants dans la prise en charge thérapeutique de l'infirmes moteur cérébral. Les erreurs intra et inter opérateurs ont donné des valeurs proches de celles trouvées chez l'adulte.

De plus, nous avons montré dans une étude préliminaire, la faisabilité du passage des muscles de la position couchée à la position debout, en utilisant la reconstruction 3D des membres inférieurs (issue de la stéréoradiographie). Les insertions musculaires personnalisées sur le squelette ont été également calculées.

Ces données nous ont permis de calculer le rapport de longueur entre le corps musculaire et la longueur totale du muscle.

Ces informations sont indispensables dans l'étude clinique de l'IMC, vu que la spasticité entraîne un raccourcissement des muscles et une atrophie.

L'élargissement de la base de données de sujets sains et pathologiques sera indispensable pour obtenir des valeurs normales et observer les tendances des valeurs chez les différentes pathologies d'IMC.

Le calcul des bras de levier en position debout serait un élément important pour évaluer l'effet de l'architecture musculo-squelettique sur les moments engendrés par les muscles.

Une future modélisation dynamique, basée sur les reconstructions personnalisées, permettra de calculer les longueurs musculaires et les bras de levier durant les différentes phases de cycle de marche.



## **CONCLUSION GENERALE**

---

---



Dans le cadre de la prise en charge orthopédique de l'enfant Infirmes Moteur Cérébral (IMC), l'objectif de cette thèse était de mener une approche globale, tridimensionnelle et personnalisée des membres inférieurs chez les enfants atteints de cette pathologie, en étudiant leur marche, leur architecture squelettique et leur géométrie musculaire.

La revue de littérature a mis en relief l'importance de l'utilisation de l'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM) dans la prise de décision thérapeutique concernant l'IMC marchant.

Dans ce contexte, nous avons utilisé le protocole de référence en routine clinique (Davis & coll. 1991).

Néanmoins, il nous a semblé essentiel de quantifier les incertitudes de mesures liées à l'utilisation de ce protocole dans l'AQM. Une analyse approfondie a été effectuée, combinant l'évaluation de la précision sur chaque marqueur, l'étude de répétabilité des paramètres spatio-temporels et cinématiques et une étude de Monte Carlo. Les incertitudes de mesures obtenues permettent ainsi une interprétation correcte de la comparaison entre patients et sujets sains ou pour un même patient pré et post traitement. La plupart des paramètres étaient fiables, en revanche une prudence devrait être prise vis-à-vis de la rotation de hanche, incitant à effectuer des améliorations dans le protocole d'acquisition. Une estimation de l'incertitude de mesure sur le Gillette Gait index a été effectuée chez les sujets IMC. Nous avons trouvée qu'elle était liée à la valeur de cet indice calculée chez le patient, par une formule de régression ( $2SD=24+0.09*GGI$ ).

En parallèle, une base de données de sujets sains de 54 enfants a été mise en place, permettant ainsi d'obtenir des valeurs et des courbes de « normalité » et d'objectiver l'interprétation des examens de sujets pathologiques.

Une étude rétrospective sur 45 enfants IMC a permis une comparaison des paramètres de ces patients par rapport à la base de données de sujets sains. Les paramètres de l'AQM ont été classés suivant trois groupes « normal », « sub-normal » et « pathologique ». Bien que la prudence soit de mise en raison de la faiblesse de l'échantillon, nous avons remarqué que plus de 70% des patients avaient l'amplitude d'antéversion/rétroversion du bassin, le temps de pic de flexion du genou et l'extension maximale de genou dans la phase oscillante qui sortent du corridor de normalité [moyenne  $\pm 2\sigma$ ].

La deuxième partie de l'étude bibliographique nous a montré l'importance de la quantification des vices architecturaux des membres inférieurs chez l'enfant IMC, dans les trois plans de l'espace et pour toutes les articulations. Nous avons validé et mis en oeuvre une méthode originale et prometteuse qui permet une reconstruction 3D personnalisée en position debout des membres inférieurs de l'enfant. Et ceci est possible à partir de deux radiographies de face et de profil et à basse dose d'irradiation, grâce au système de stéréoradiographie EOS<sup>®</sup> (LBM, SVP, LIO, Biospace Med). Une étude de reconstruction 3D chez les enfants a été menée pour des enfants sains et IMC nous a montré la faisabilité de la méthode à partir de l'âge de 5 ans. Un calcul des paramètres de quantification des vices architecturaux dans les trois plans a été effectué et les incertitudes sur les paramètres ont été évaluées grâce à une étude de reproductibilité.

Ensuite, dans le cadre de la collaboration franco-libanaise, une cabine de stéréoradiographie a été installée au laboratoire d'analyse de la marche au SESOBEL pour faire bénéficier les enfants et les chirurgiens sur place de l'apport de la 3D. Un travail préliminaire de combinaison des reconstructions tridimensionnelles personnalisées des membres inférieurs avec l'analyse de la marche a été effectué et évalué. Le bruit de mesure dû au mouvement des tissus mous, et observé surtout durant la phase oscillante, montre l'intérêt de cette technique dans la quantification de ce type de bruit et la nécessité d'y remédier afin d'obtenir un résultat plus robuste. Cette technique nous permet de visualiser le mouvement interne du squelette du sujet durant sa marche et de quantifier un grand nombre de paramètres.

Ce travail nous a permis également de quantifier l'erreur sur le calcul des centres articulaires effectué par les protocoles d'analyse de la marche. Le centre de hanche calculé par le Plug in Gait® de Vicon® était plus postérieur et plus bas et distant d'environ 3,7cm du centre de hanche obtenu par recalage du squelette personnalisé du sujet durant la marche.

La troisième partie de la revue de bibliographie a mis en avant l'intérêt de la connaissance de la géométrie musculaire dans la décision de traitements chez l'IMC : au niveau de l'injection de toxine botulique et au niveau des chirurgies d'allongements musculaires ou de transfert tendineux. Il a été montré aussi l'intérêt de la personnalisation de cette géométrie. Nous avons proposé dans cette thèse l'utilisation d'une méthode originale et innovante, développée au Laboratoire de Biomécanique (Jolivet & coll. 2008), de reconstruction 3D personnalisée de tous les muscles de la cuisse, et des muscles importants de la jambe chez l'enfant sain et IMC. Cette méthode, basée sur des acquisitions IRM effectuées à l'hôpital Hôtel Dieu de France de Beyrouth, permet de calculer le volume, la longueur et la section physiologique des corps musculaires en position couchée. Ces paramètres sont importants pour quantifier l'atrophie et les raccourcissements musculaires dans la pathologie de l'IMC.

Dans une étude préliminaire, nous avons proposé le passage des reconstructions musculaires en position debout en utilisant la reconstruction 3D du squelette obtenue par stéréoradiographie. Une personnalisation des insertions musculaires sur le squelette nous a permis de calculer le rapport de longueur de corps musculaire par rapport à la longueur totale du muscle chez l'enfant sain et IMC. Ce paramètre voit son importance dans le cadre des chirurgies d'allongements musculaires chez les patients. De plus, l'évaluation de l'architecture et de la vraie trajectoire des muscles autour des os est réalisée dans cette modélisation tridimensionnelle en position debout et permet de calculer les directions des lignes d'action et de décider par la suite des transferts tendineux.

Si nos travaux permettent déjà d'apporter une approche originale de diagnostic chez l'enfant IMC, certaines améliorations doivent être prises en compte. Le recalage stéréoradiographie-cinématique et la reconstruction en position debout des muscles doivent être améliorés et validés. L'extension de la base de données de sujets sains et pathologiques s'avère donc nécessaire pour ces deux volets.

Néanmoins, une étude de cas d'un enfant IMC décrite tout au long de ce mémoire a d'ores et déjà mis en évidence l'intérêt de la prise en charge globale de la pathologie.

Cette prise en charge globale, utilisant des reconstructions tridimensionnelles personnalisées en position debout permet une meilleure compréhension des troubles liés à la pathologie de l'IMC. Ainsi certaines anomalies comme les troubles torsionnels non décelables auparavant ont pu être observées. La différenciation entre troubles primaires et troubles secondaires et une meilleure compréhension des phénomènes de compensations sont possibles grâce à cette approche.

Une fois validées, ces méthodes serviront de base pour une modélisation dynamique personnalisée de la marche. Une telle modélisation permettra de quantifier les efforts musculaires et intra-articulaires. Elle permettra à terme d'obtenir un outil d'aide à la décision pour la chirurgie en simulant le comportement dynamique post-opératoire chez ces patients.



## **PUBLICATIONS**

---

---



---

---

## Publications à revues internationales avec comité de lecture

A. Assi, I. Ghanem, F. Lavaste, W. Skalli. "Gait Analysis in Children and Uncertainty Assessment for Davis Protocol and Gillette Gait Index". *Gait and Posture. En cours de révisions (modifications mineures)*.

---

---

## Communications à congrès scientifiques Internationaux avec comité de lecture et actes

A. Assi, I. Ghanem, F. Lavaste, W. Skalli. "Repeatability and Uncertainty of a Protocol in Children Gait and Database for a Reference Group". World Congress of Biomechanics, Août 2006, Munich (Allemagne)

A. Assi, I. Ghanem, EM. Laassel, GF. Penneçot, F. Lavaste, W. Skalli. "Normalcy gait index and kinematics: uncertainty and repeatability on healthy children database. Preliminary application on cerebral palsy group". Joint ESMAC GCMAS Meeting, Septembre 2006, Amsterdam (Pays Bas).

A. Assi, I. Ghanem, A. Presedo, W. Skalli. "Muscle functional length and lever arm estimation using stereoradiographic 3D specific reconstruction. Preliminary study". European Society of Movement Analysis for Adults and Children (ESMAC), Septembre 2007, Athènes (Grèce)

---

---

## Communications à congrès scientifiques Nationaux avec comité de lecture et actes

A. Assi, I. Ghanem, F. Lavaste, W. Skalli. "Répétabilité d'un protocole d'analyse de la marche pour enfants et base de données pour un groupe témoin". Groupe d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte (GAMEA), Janvier 2006, Nancy (France)

A. Assi, I. Ghanem, F. Lavaste, W. Skalli. "Analyse de la Marche chez l'Enfant IMC. Etude d'un protocole". Société Francophone d'Orthopédie Pédiatrique, Avril 2006, Beyrouth (Liban)

A. Assi, A. Baudoin, C. Mansour, D. Mitton, I. Ghanem, W. Skalli. "Reconstruction 3D Personnalisée des Membres Inférieurs chez l'Enfant à partir de la Stéréoradiographie. Paramètres Cliniques et Reproductibilité : enfants sains v/s IMC". GAMEA, Février 2007, Bruxelles (Belgique)

A. Assi, A. Presedo, A. Baudoin, D. Mitton, I. Ghanem, W. Skalli. "Specific 3D Reconstruction for Children Lower Limbs using a low dose biplanar X-Ray system. Reproducibility of Clinical Parameters for Cerebral Palsy patients". Société de Biomécanique (SB), Août 2007, Lyon (France)

A. Presedo, A. Assi, A. Baudoin, D. Mitton, I. Ghanem, W. Skalli. "Reconstruction 3D des membres inférieurs chez l'enfant à partir de la stéréoradiographie. Paramètres cliniques et reproductibilité". Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique (SOFOT), Novembre 2007, Paris (France)

A. Assi, A. Nordez, E. Jolivet, A. Haddad, I. Ghanem, W. Skalli. "Reconstruction 3D Personnalisée des Muscles des Membres Inférieurs chez l'Enfant à partir de l'IRM : Sains et IMC". GAMEA, Février 2008, Marseille (France)



# INDEX



## TABLE DES FIGURES

FIGURE 1- REFERENCES ANATOMIQUES (KAMINA 2006)	7
FIGURE 2- LA CEINTURE PELVIENNE (KAMINA 2006)	8
FIGURE 3-HANCHE ET REPERES ANATOMIQUES : A) VUE ANTERIEURE, B) VUE POSTERIEURE (KAMINA 2006)	8
FIGURE 4- MEMBRE INFERIEUR PARTIE PROXIMALE. HANCHE-FEMUR-GENOU : A) VUE ANTERIEURE, B) VUE POSTERIEURE (KAMINA 2006)	9
FIGURE 5- MEMBRE INFERIEUR PARTIE DISTALE. GENOU –TIBIA-CHEVILLE : A) VUE ANTERIEURE, B) VUE POSTERIEURE (KAMINA 2006)	10
FIGURE 6- CHEVILLE ET PIED: I) VUE LATERALE, II) VUE MEDIALE (KAMINA 2006)	11
FIGURE 7 - MOUVEMENTS DE LA HANCHE (KAMINA 2006)	13
FIGURE 8- MOUVEMENTS DU GENOU (KAMINA 2006)	13
FIGURE 9- MOUVEMENTS DU PIED (KAMINA 2006)	14
FIGURE 10- INSERTIONS MUSCULAIRES DES MUSCLES DE LA CUISSE: A) VUE DE FACE, B) VUE DE PROFIL (NETTER 2002)	15
FIGURE 11- INSERTIONS MUSCULAIRES DES MUSCLES DE LA JAMBE: A) VUE DE FACE, B) VUE DE PROFIL (NETTER 2002)	16
FIGURE 12 - LES DIFFERENTES PHASES DU CYCLE DE MARCHE (VIEL 2000)	17
FIGURE 13- TIMING DES MUSCLES DURANT UN CYCLE DE MARCHE (VIEL 2000)	18
FIGURE 14- CINEMATIQUE DE LA MARCHE NON PATHOLOGIQUE (POLYGONE®)	21
FIGURE 15 – ELEMENTS DE DIAGNOSTIC POUR LA PRISE EN CHARGE ORTHOPEDIQUE DE L'IMC (DAVIDS & COLL. 2004)	27
FIGURE 16 - CAPTURE DE MOUVEMENT PAR SYSTEME OPTOELECTRONIQUE : CAMERAS EMETTRICES/RECEPTRICES D'INFRAROUGE ET MARQUEURS ET REFLECHISSANTS.	33
FIGURE 17 - MESURE DE L'ANTEVERSION FEMORALE (PRESEDO & COLL. 2005)	45
FIGURE 18- METHODES DE MESURE DE LA TORSION TIBIALE (GAUCHE : AXE BIMALLEOLAIRE, DROITE : ANGLE CUISSE-PIED) (PRESEDO & COLL. 2005)	46
FIGURE 19- MESURE DE L'ANTEVERSION FEMORALE ET DE LA TORSION TIBIALE PAR TOMODENSITOMETRIE (PRESEDO & COLL. 2005)	48
FIGURE 20 - RECONSTRUCTIONS 3D A PARTIR DE LA STEREO RADIOGRAPHIE (SYSTEME EOS®)	51
FIGURE 21 - VOLUMES MUSCULAIRES DES MEMBRES INFERIEURS CHEZ UN HEMIPLEGIQUE. COTE SAIN V/S ATTEINT. A) VOLUMES REELS EN CM <sup>3</sup> B) VOLUMES NORMALISES EN %. (LAMPE & COLL. 2006)	54
FIGURE 22 - MODELE SIMM : APPLICATION POUR UNE SIMULATION DE CHIRURGIE (DELP & COLL. 1990)	55
FIGURE 23 - TECHNIQUE DE RECONSTRUCTION 3D DES MUSCLES PAR ULTRASON (DELCKER & COLL. 1999)	56
FIGURE 24 - COUPES MUSCULAIRES PAR ULTRASON : TRANSVERSALE ET LONGITUDINALE (DELCKER & COLL. 1999)	57
FIGURE 25 - DELIMITATION DES CONTOURS MUSCULAIRES SUR LES COUPES IRM	57
FIGURE 26 - CORRIDORS DE NORMALITE. EXEMPLES DE CINEMATIQUE ET CINETIQUE.	68
FIGURE 27 - REGRESSION LINEAIRE DE L'INCERTITUDE DU GILLETTE GAIT INDEX EN FONCTION DE SA VALEUR	72
FIGURE 28 - ENTETE DU RAPPORT MEDICAL SOUS POLYGONE®	75
FIGURE 29- LIENS POUR LA VISUALISATION DES RESULTATS DE L'EXAMEN DE L'ANALYSE DE LA MARCHE. RAPPORT MEDICAL SOUS POLYGONE®	76
FIGURE 30- COMPARAISON DES PARAMETRES CINEMATIQUES CHEZ LES IMC PAR RAPPORT AUX DONNEES NORMALES : CORRIDORS 1SD ET 2SD. PARAMETRES DECRITS DANS LE TABLEAU 4, PAGE 72.	77
FIGURE 31- DISTRIBUTION DES DONNEES POUR L'AMPLITUDE D'OBLIQUITE DU BASSIN. SAINS V/S IMC. MOYENNES EN TRAITS POINTILLES.	78
FIGURE 32- COMPARAISON DES PARAMETRES CINEMATIQUES IMC V/S SAIN EN TENANT COMPTE DES INCERTITUDES DE MESURE. PARAMETRES DECRITS DANS LE TABLEAU 4, PAGE 72.	79
FIGURE 33 - POSTURE DE LA PATIENTE IMC DIPLEGIQUE DE 8 ANS (KN)	81
FIGURE 34 - COURBES CINEMATIQUES DE KN (IMC DE 8 ANS) : FLEX/EXTENSION HANCHE, AB/ADDUCTION HANCHE ET FLEX/EXTENSION GENOU.	82
FIGURE 35- METHODE DE RECONSTRUCTION 3D PAR IDENTIFICATION MANUELLE. SELECTION DE POINTS ET CONTOURS. EXEMPLE D'ENFANT NON IMC DE 10 ANS.	87
FIGURE 36- METHODE DE RECONSTRUCTION 3D SEMI-AUTOMATIQUE.	88
FIGURE 37 - EXEMPLES DE RECONSTRUCTIONS 3D PERSONNALISEES DU SQUELETTE (VUES DE FACE ET DE PROFIL). A GAUCHE ENFANT NON IMC DE 8 ANS. A DROITE ENFANT IMC DE 12 ANS.	91

FIGURE 38 - ANGLE CERVICODIAPHYSAIRE : INCERTITUDES DE MESURES SUJETS NON IMC ET SUJETS IMC. METHODE DE RECONSTRUCTION PAR IDENTIFICATION MANUELLE.	92
FIGURE 39 - TORSION FEMORALE : INCERTITUDES DE MESURES SUJETS NON IMC ET SUJETS IMC. METHODE DE RECONSTRUCTION PAR IDENTIFICATION MANUELLE.	92
FIGURE 40- ANGLE FEMORO-TIBIAL MECANIQUE : INCERTITUDES DE MESURES SUJETS NON IMC ET SUJETS IMC. METHODE DE RECONSTRUCTION PAR IDENTIFICATION MANUELLE.	93
FIGURE 41 -ANGLE FEMORAL MECANIQUE : INCERTITUDES DE MESURES SUJETS NON IMC ET SUJETS IMC. METHODE DE RECONSTRUCTION PAR IDENTIFICATION MANUELLE.	93
FIGURE 42- DISPOSITION DES BILLES EN PLOMB DANS LA CABINE DE STEREO RADIOGRAPHIE.	98
FIGURE 43 - EMBLACEMENT DES MARQUEURS POUR LE PROTOCOLE COMBINE STEREO RADIOGRAPHIE ET ANALYSE DE LA MARCHÉ	99
FIGURE 44- RECALAGE DES MARQUEURS REFLECHISSANT DE L'INFRAROUGE DANS L'ENVIRONNEMENT STEREO RADIOGRAPHIQUE	101
FIGURE 45 - EXEMPLE DE RECONSTRUCTION 3D PERSONNALISEE DES MEMBRES INFERIEURS SOUS STEREO RADIOGRAPHIE (FILLE NON PATHOLOGIQUE DE 11 ANS)	102
FIGURE 46 - ECART (EN CM) DU CENTRE DE LA TETE FEMORALE EXPRIME DANS LE REPERE BASSIN PAR RAPPORT A CELUI EXPRIME DANS LE REPERE DU FEMUR.	103
FIGURE 47- DECALAGE CENTRE DE LA TETE FEMORALE V/S CENTRE DE HANCHE CALCULE PAR VICON EN STATIQUE	104
FIGURE 48- TRAJECTOIRES DES CENTRES DES TETES FEMORALES OBTENUS PAR RECALAGE ET DES CENTRES DE HANCHE CALCULES PAR VICON DURANT LA MARCHÉ (MOUVEMENT DE GAUCHE A DROITE)	104
FIGURE 49- DISTANCE ENTRE LE CENTRE DE LA TETE FEMORALE OBTENU PAR RECALAGE ET LE CENTRE DE HANCHE CALCULE PAR VICON DURANT LA MARCHÉ	105
FIGURE 50 - RECONSTRUCTION 3D DES MEMBRES INFERIEURS : KN (IMC 8 ANS)	107
FIGURE 51 - PROTOCOLE D'ACQUISITION DES CLICHES IRM A L'HOPITAL HOTEL DIEU DE FRANCE DE BEYROUTH. MACHINE GE 3 TESLA	113
FIGURE 52 - CONTOURS MUSCULAIRES REPERES SUR LES COUPES IRM. EXEMPLE DE LA CUISSE DROITE CHEZ LE SUJET SAIN DE 11 ANS.	113
FIGURE 53 - METHODE DE RECONSTRUCTION DES MUSCLES A PARTIR DES COUPES IRM (JOLIVET 2007)	114
FIGURE 54 - KRIGEAGE DE L'OBJET PARAMETRE PRE-PERSONNALISE DU MUSCLE (JOLIVET 2007)	114
FIGURE 55 - EXEMPLE DE RECONSTRUCTION MUSCULAIRE POUR UN SUJET SAIN (9 ANS). VUES : FACE, PROFIL ET TRAVERS.	116
FIGURE 56 - EXEMPLE DE RECONSTRUCTION DE MUSCLES D'UNE PATIENTE IMC DE 8 ANS.	117
FIGURE 57- VOLUMES MUSCULAIRES : PATIENT IMC V/S SUJETS SAINS	118
FIGURE 58- AIRES PHYSIOLOGIQUES DES MUSCLES : PATIENT IMC V/S SUJETS SAINS	118
FIGURE 59- LONGUEURS NORMALISEES DES MUSCLES : PATIENT IMC V/S SUJETS SAINS	119
FIGURE 60 - POINTS DE CONTROLE SUR LA RECONSTRUCTION 3D DES MEMBRES INFERIEURS.	123
FIGURE 61- BARYCENTRES DES ORIGINES (EN ROUGE) ET TERMINAISONS (EN BLEU) MUSCULAIRES PERSONNALISEES SUR LE SQUELETTE. EXEMPLE D'UN SUJET SAIN (FILLE 11 ANS).	124
FIGURE 62 – PARAMETRES. DROITE : RAPPORT $L_{CM}/L_{TOTALE}$ . GAUCHE : $LONGUEUR_{TOTALE}/L$ SEGMENT ORIGINE INSERTION.	125
FIGURE 63 - RECONSTRUCTION DES MUSCLES EN POSITION DEBOUT. EXEMPLE DU SUJET SAIN (FILLE 11 ANS) : VUES ANTERIEURE, POSTERIEURE ET OBLIQUE.	125
FIGURE 64 - RAPPORTS DES LCM / L TOTALE DES MUSCLES EN POSITION DEBOUT. SAIN ET IMC.	126
FIGURE 65 - ECARTS SUR LES METHODES DE CALCUL DES LONGUEURS MUSCULAIRES : LONGUEUR AVEC TRAJET REELLE V/S SEGMENT DIRECTE ORIGINE-INSERTION. SAIN ET IMC.	127
FIGURE 66 - RECONSTRUCTION 3D PERSONNALISEE DU SYSTEME MUSCULO-SQUELETTIAUE DES MEMBRES INFERIEURS DE KN (IMC DIPLEGIQUE DE 8 ANS).	129
FIGURE 67 -INCERTITUDE DE MESURE ILLUSTRÉE A L'AIDE D'UNE CIBLE ET DE FLECHES	156
FIGURE 68 - ARBRE DECISIONNEL, CHOIX DU TEST STATISTIQUE A EFFECTUER EN FONCTION DES DONNEES D'ENTREE (NODE-LANGLAIS 2003)	157
FIGURE 69 - HISTOGRAMME ET LOI NORMALE	157
FIGURE 70 - INCERTITUDES DE MESURES PAR REPETABILITE.	158

## TABLE DES TABLEAUX

TABLEAU 1- PROTOCOLES D'ANALYSE DE LA MARCHE	35
TABLEAU 2 – ETUDES DE REPETABILITE DES PROTOCOLES D'ANALYSE DE LA MARCHE	41
TABLEAU 3 - PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS	69
TABLEAU 4 – PARAMETRES CINEMATIQUES EN DEGRE ET LEUR TEMPS D' APPARITION EN % DU CYCLE DE MARCHE.	70
TABLEAU 5 - GILLETTE GAIT INDEX ET SON INCERTITUDE CHEZ UNE POPULATION D'IMC	71
TABLEAU 6- PARAMETRES CLINIQUES DU FEMUR ET DU TIBIA CALCULES A PARTIR DE LA RECONSTRUCTION 3D DES MEMBRES INFERIEURS	89
TABLEAU 7 - INTERVALLE DE CONFIANCE A 95% DES PARAMETRES CLINIQUES. SUJETS NON IMC ET IMC CONFONDUS.	91
TABLEAU 8 - PARAMETRES CLINIQUES CALCULES A PARTIR DE LA RECONSTRUCTION 3D DES MEMBRES INFERIEURS : KELLY N (IMC DIPLEGIQUE 8 ANS)	107
TABLEAU 9 - NOMBRE DE COUPES IRM A CONTOURER POUR LA RECONSTRUCTION EN 3D	117
TABLEAU 10 - REPRODUCTIBILITE SUR LES RECONSTRUCTIONS MUSCULAIRES 3D : VOLUMES, AIRES PHYSIOLOGIQUES ET LONGUEURS.	120

## **BIBLIOGRAPHIE**

---

---



- AFNOR (1994). Estimation et utilisation de l'incertitude des mesures et des résultats d'analyses et d'essais (Norme ISO 5725).
- Aktas S., Aiona M. D. and Orendurff M. (2000). "Evaluation of rotational gait abnormality in the patients cerebral palsy." *J Pediatr Orthop* 20(2): 217-20.
- Arnold A. S., Anderson F. C., Pandy M. G. and Delp S. L. (2005). "Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait." *J Biomech* 38(11): 2181-9.
- Arnold A. S., Blemker S. S. and Delp S. L. (2001). "Evaluation of a deformable musculoskeletal model for estimating muscle-tendon lengths during crouch gait." *Ann Biomed Eng* 29(3): 263-74.
- Arnold A. S., Salinas S., Asakawa D. J. and Delp S. L. (2000). "Accuracy of muscle moment arms estimated from MRI-based musculoskeletal models of the lower extremity." *Comput Aided Surg* 5(2): 108-19.
- Arnold A. S., Schwartz M. H., Thelen D. G. and Delp S. L. (2007). "Contributions of muscles to terminal-swing knee motions vary with walking speed." *J Biomech* 40(16): 3660-71.
- Asakawa D. S., Blemker S. S., Rab G. T., Bagley A. and Delp S. L. (2004). "Three-dimensional muscle-tendon geometry after rectus femoris tendon transfer." *J Bone Joint Surg Am* 86-A(2): 348-54.
- Bandholm T., Sonne-Holm S., Thomsen C., Bencke J., Pedersen S. A. and Jensen B. R. (2007). "Calf muscle volume estimates: implications for botulinum toxin treatment?" *Pediatr Neurol* 37(4): 263-9.
- Baudoin A. (2007). Analyse en pré et post opératoire de l'articulation de la hanche à l'aide de reconstruction 3D issues de radiographies biplanaires basse dose. Laboratoire de Biomécanique. Paris, ENSAM. PhD.
- Bell A. L., Pedersen D. R. and Brand R. A. (1990). "A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods." *J Biomech* 23(6): 617-21.
- Bell K. J., Ounpuu S., DeLuca P. A. and Romness M. J. (2002). "Natural progression of gait in children with cerebral palsy." *J Pediatr Orthop* 22(5): 677-82.
- Benedetti M. G., Catani F., Leardini A., Pignotti E. and Giannini S. (1998). "Data management in gait analysis for clinical applications." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 13(3): 204-215.
- Besier T. F., Lloyd D. G. and Ackland T. R. (2003). "Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers." *Med Sci Sports Exerc* 35(1): 119-27.
- Besier T. F., Sturnieks D. L., Alderson J. A. and Lloyd D. G. (2003). "Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis." *J Biomech* 36(8): 1159-68.
- Blemker S. S., Asakawa D. S., Gold G. E. and Delp S. L. (2007). "Image-based musculoskeletal modeling: applications, advances, and future opportunities." *J Magn Reson Imaging* 25(2): 441-51.
- Blemker S. S. and Delp S. L. (2005). "Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries." *Ann Biomed Eng* 33(5): 661-73.
- Blemker S. S., Pinsky P. M. and Delp S. L. (2005). "A 3D model of muscle reveals the causes of nonuniform strains in the biceps brachii." *J Biomech* 38(4): 657-65.
- Bobroff E. D., Chambers H. G., Sartoris D. J., Wyatt M. P. and Sutherland D. H. (1999). "Femoral anteversion and neck-shaft angle in children with cerebral palsy." *Clin Orthop Relat Res*(364): 194-204.
- Bonneau D. (2001). Les muscles du rachis: de l'anatomie à la modélisation. Laboratoire de Biomécanique. Paris, ENSAM. PhD.
- Bonnefoy A., Doriot N., Senk M., Dohin B., Pradon D. and Cheze L. (2007). "A non-invasive protocol to determine the personalized moment arms of knee and ankle muscles." *J Biomech* 40(8): 1776-85.
- Brand R. A., Crowninshield R. D., Wittstock C. E., Pedersen D. R., Clark C. R. and van Krieken F. M. (1982). "A model of lower extremity muscular anatomy." *J Biomech Eng* 104(4): 304-10.
- Cappozzo A., Cappello A., Della Croce U. and Pensalfini F. (1997). "Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction." *IEEE Trans Biomed Eng* 44(12): 1165-74.
- Cappozzo A., Catani F., Croce U. D. and Leardini A. (1995). "Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 10(4): 171-178.
- Cappozzo A., Della Croce U., Leardini A. and Chiari L. (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background." *Gait Posture* 21(2): 186-96.
- Chambers H. G. and Sutherland D. H. (2002). "A practical guide to gait analysis." *J Am Acad Orthop Surg* 10(3): 222-31.
- Chevallier J. M. (2002). Anatomie - Appareil Locomoteur, Flammarion.
- Cheze L. (2000). "Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based system data." *J Biomech* 33(12): 1695-9.
- Cheze L., Fregly B. J. and Dimnet J. (1995). "A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data." *J Biomech* 28(7): 879-84.

- Chiari L., Della Croce U., Leardini A. and Cappozzo A. (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors." *Gait Posture* 21(2): 197-211.
- Cook R. E., Schneider I., Hazlewood M. E., Hillman S. J. and Robb J. E. (2003). "Gait analysis alters decision-making in cerebral palsy." *J Pediatr Orthop* 23(3): 292-5.
- Cordier F. and Magnenat-Thalmann N. (1998). Comparison of two techniques for organ reconstruction using Visible Human Datasets. Second Visible Human Project Conference, Bethesda, USA.
- Davids J. R. (2006). "Quantitative gait analysis in the treatment of children with cerebral palsy." *J Pediatr Orthop* 26(4): 557-9.
- Davids J. R. (2007). Treatment principles: soft tissue surgery. 17th Annual conference on Clinical gait analysis: a focus on interpretation. Leuven, Belgium.
- Davids J. R. and Davis R. B. (2007). "Tibial torsion: significance and measurement." *Gait Posture* 26(2): 169-71.
- Davids J. R., Marshall A. D., Blocker E. R., Frick S. L., Blackhurst D. W. and Skewes E. (2003). "Femoral anteversion in children with cerebral palsy. Assessment with two and three-dimensional computed tomography scans." *J Bone Joint Surg Am* 85-A(3): 481-8.
- Davids J. R., Ounpuu S., DeLuca P. A. and Davis R. B., 3rd (2004). "Optimization of walking ability of children with cerebral palsy." *Instr Course Lect* 53: 511-22.
- Davis R. B. and Ounpuu S. (1991). "A gait analysis data collection and reduction technique." *Human Movement Science* 10: 575-87.
- Delcker A., Walker F., Caress J., Hunt C. and Tegeler C. (1999). "In vitro measurement of muscle volume with 3-dimensional ultrasound." *Eur J Ultrasound* 9(2): 185-90.
- Della Croce U., Leardini A., Chiari L. and Cappozzo A. (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics." *Gait Posture* 21(2): 226-37.
- Delp S. L., Anderson F. C., Arnold A. S., Loan P., Habib A., John C. T., Guendelman E. and Thelen D. G. (2007). "OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement." *IEEE Trans Biomed Eng* 54(11): 1940-50.
- Delp S. L., Arnold A. S., Speers R. A. and Moore C. A. (1996). "Hamstrings and psoas lengths during normal and crouch gait: implications for muscle-tendon surgery." *J Orthop Res* 14(1): 144-51.
- Delp S. L., Loan J. P., Hoy M. G., Zajac F. E., Topp E. L. and Rosen J. M. (1990). "An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures." *IEEE Trans Biomed Eng* 37(8): 757-67.
- DeLuca P. A., Davis R. B., 3rd, Ounpuu S., Rose S. and Sirkin R. (1997). "Alterations in surgical decision making in patients with cerebral palsy based on three-dimensional gait analysis." *J Pediatr Orthop* 17(5): 608-14.
- Dobson F., Morris M. E., Baker R. and Graham H. K. (2007). "Gait classification in children with cerebral palsy: a systematic review." *Gait Posture* 25(1): 140-52.
- Dumas R., Mitton D., Laporte S., Dubousset J., Steib J. P., Lavaste F. and Skalli W. (2003). "Explicit calibration method and specific device designed for stereoradiography." *J Biomech* 36(6): 827-34.
- Ehara Y., Fujimoto H., Miyazaki S., Tanaka S. and Yamamoto S. (1995). "Comparison of the performance of 3D camera systems." *Gait and Posture* 3(3): 166-69.
- Gage J. R. (1991). *Gait Analysis in Cerebral Palsy*, Mac Keith Press.
- Gage J. R. (2007). A qualitative description of normal gait. 17th Annual conference on Clinical gait analysis: a focus on interpretation. Leuven, Belgium.
- Gage J. R. (2007). Treatment principles of bony problems. 17th Annual conference on Clinical gait analysis: a focus on interpretation. Leuven, Belgium.
- Gage J. R., Perry J., Hicks R. R., Koop S. and Werntz J. R. (1987). "Rectus femoris transfer to improve knee function of children with cerebral palsy." *Dev Med Child Neurol* 29(2): 159-66.
- Gille O., Champain N., Benchikh-El-Fegoun A., Vital J. M. and Skalli W. (2007). "Reliability of 3D reconstruction of the spine of mild scoliotic patients." *Spine* 32(5): 568-73.
- Gluer C. C., Blake G., Lu Y., Blunt B. A., Jergas M. and Genant H. K. (1995). "Accurate assessment of precision errors: how to measure the reproducibility of bone densitometry techniques." *Osteoporos Int* 5(4): 262-70.
- Gorton G., Hebert D. and Goode B. (2001). Assessment of the kinematic variability between 12 Shriners motion analysis laboratories. 6th Annual Meeting of the Gait and Clinical Movement Analysis Society, Sacramento, California, *Gait and Posture*.
- Goujon H. (2006). *Analyse de la marche de l'amputé fémoral*. Laboratoire de Biomécanique. Paris, ENSAM. PhD.
- Goujon H., Bonnet X., Sautreuil P., Maurisset M., Darmon L., Fode P. and Lavaste F. (2006). "A functional evaluation of prosthetic foot kinematics during lower-limb amputee gait." *Prosthet Orthot Int* 30(2): 213-23.

- Hagemeister N., Parent G., Van de Putte M., St-Onge N., Duval N. and de Guise J. (2005). "A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics." *J Biomech* 38(9): 1926-31.
- Hernandez R. J., Tachdjian M. O., Poznanski A. K. and Dias L. S. (1981). "CT determination of femoral torsion." *AJR Am J Roentgenol* 137(1): 97-101.
- Hicks J., Arnold A., Anderson F., Schwartz M. and Delp S. (2007). "The effect of excessive tibial torsion on the capacity of muscles to extend the hip and knee during single-limb stance." *Gait Posture* 26(4): 546-52.
- Hillman S. J., Hazlewood M. E., Schwartz M. H., van der Linden M. L. and Robb J. E. (2007). "Correlation of the Edinburgh Gait Score with the Gillette Gait Index, the Gillette Functional Assessment Questionnaire, and dimensionless speed." *J Pediatr Orthop* 27(1): 7-11.
- Jakob R. P., Haertel M. and Stussi E. (1980). "Tibial torsion calculated by computerised tomography and compared to other methods of measurement." *J Bone Joint Surg Br* 62-B(2): 238-42.
- Jenkins S. E., Harrington M. E., Zavatsky A. B., O'Connor J. J. and Theologis T. N. (2003). "Femoral muscle attachment locations in children and adults, and their prediction from clinical measurement." *Gait Posture* 18(1): 13-22.
- Jolivet E. (2007). *Modélisation biomécanique de la hanche dans le risque de fracture du fémur proximal*. Laboratoire de Biomécanique CNRS UMR 8005. Paris, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers. PhD.
- Jolivet E., Daguet E., Pomero V., Bonneau D., Laredo J. D. and Skalli W. (2008). "Volumic patient-specific reconstruction of muscular system based on a reduced dataset of medical images." *Comput Methods Biomech Biomed Engin* In press.
- Joseph B., Carver R. A., Bell M. J., Sharrard W. J., Levick R. K., Aithal V., Chacko V. and Murthy S. V. (1987). "Measurement of tibial torsion by ultrasound." *J Pediatr Orthop* 7(3): 317-23.
- Kadaba M. P., Ramakrishnan H. K., Wootten M. E., Gaine J., Gorton G. and Cochran G. V. (1989). "Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait." *J Orthop Res* 7(6): 849-60.
- Kamina (2006). *Anatomie Clinique 3ième édition*, Maloine.
- Kapandji I. A. (2002). *Physiologie Articulaires - 2. Membre Inférieur*, Maloine.
- Kapteina B. L. and van der Helm F. C. (2004). "Estimating muscle attachment contours by transforming geometrical bone models." *J Biomech* 37(3): 263-73.
- Kawakami H., Sugano N., Yonenobu K., Yoshikawa H., Ochi T., Hattori A. and Suzuki N. (2005). "Gait analysis system for assessment of dynamic loading axis of the knee." *Gait Posture* 21(1): 125-30.
- Kay R. M., Dennis S., Rethlefsen S., Reynolds R. A., Skaggs D. L. and Tolo V. T. (2000). "The effect of preoperative gait analysis on orthopaedic decision making." *Clin Orthop Relat Res*(372): 217-22.
- Kepple T. M., Arnold A. S., Stanhope S. J. and Siegel K. L. (1994). "Assessment of a method to estimate muscle attachments from surface landmarks: a 3D computer graphics approach." *J Biomech* 27(3): 365-71.
- Kepple T. M., Sommer H. J., 3rd, Lohmann Siegel K. and Stanhope S. J. (1998). "A three-dimensional musculoskeletal database for the lower extremities." *J Biomech* 31(1): 77-80.
- Kerrigan D. C., Karvosky M. E. and Riley P. O. (2001). "Spastic paretic stiff-legged gait: joint kinetics." *Am J Phys Med Rehabil* 80(4): 244-9.
- Kiss R. M., Kocsis L. and Knoll Z. (2004). "Joint kinematics and spatial-temporal parameters of gait measured by an ultrasound-based system." *Med Eng Phys* 26(7): 611-20.
- Koerhuis C. L., Winters J. C., van der Helm F. C. and Hof A. L. (2003). "Neck mobility measurement by means of the 'Flock of Birds' electromagnetic tracking system." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18(1): 14-8.
- Laasonen E. M., Jokio P. and Lindholm T. S. (1984). "Tibial torsion measured by computed tomography." *Acta Radiol Diagn (Stockh)* 25(4): 325-9.
- Lafortune M. A., Cavanagh P. R., Sommer H. J., 3rd and Kalenak A. (1992). "Three-dimensional kinematics of the human knee during walking." *J Biomech* 25(4): 347-57.
- Lampe R., Grassl S., Mitternacht J., Gerdesmeyer L. and Gradinger R. (2006). "MRT-measurements of muscle volumes of the lower extremities of youths with spastic hemiplegia caused by cerebral palsy." *Brain Dev* 28(8): 500-6.
- Lang L. M. and Volpe R. G. (1998). "Measurement of tibial torsion." *J Am Podiatr Med Assoc* 88(4): 160-5.
- Laporte S., Skalli W., de Guise J. A., Lavaste F. and Mitton D. (2003). "A biplanar reconstruction method based on 2D and 3D contours: application to the distal femur." *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 6(1): 1-6.
- Laz P. J., Stowe J. Q., Baldwin M. A., Petrella A. J. and Rullkoetter P. J. (2007). "Incorporating uncertainty in mechanical properties for finite element-based evaluation of bone mechanics." *J Biomech* 40(13): 2831-6.
- Le Bras A. (2004). *Exploration des potentialités du système EOS(TM) pour la caractérisation mécanique de structures osseuses*. Laboratoire de Biomécanique. Paris, ENSAM. PhD.

- Le Bras A., Laporte S., Bousson V., Mitton D., De Guise J. A., Laredo J. D. and Skalli W. (2004). "3D reconstruction of the proximal femur with low-dose digital stereoradiography." *Comput Aided Surg* 9(3): 51-7.
- Le Bras A., Laporte S., Mitton D., de Guise J. A. and Skalli W. (2002). "3D detailed reconstruction of vertebrae with low dose digital stereoradiography." *Stud Health Technol Inform* 91: 286-90.
- Leardini A., Cappozzo A., Catani F., Toksvig-Larsen S., Petitto A., Sforza V., Cassanelli G. and Giannini S. (1999). "Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location." *J Biomech* 32(1): 99-103.
- Leardini A., Chiari L., Della Croce U. and Cappozzo A. (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation." *Gait Posture* 21(2): 212-25.
- Leardini A., Sawacha Z., Paolini G., Ingrosso S., Nativo R. and Benedetti M. G. (2007). "A new anatomically based protocol for gait analysis in children." *Gait Posture* 26(4): 560-71.
- Leroy-Malherbe D. V. (2002). Déficiences motrices et situations de handicaps, APF.
- Lin C. J., Guo L. Y., Su F. C., Chou Y. L. and Cherng R. J. (2000). "Common abnormal kinetic patterns of the knee in gait in spastic diplegia of cerebral palsy." *Gait Posture* 11(3): 224-32.
- Lofterod B., Terjesen T., Skaaret I., Huse A. B. and Jahnsen R. (2007). "Preoperative gait analysis has a substantial effect on orthopedic decision making in children with cerebral palsy: comparison between clinical evaluation and gait analysis in 60 patients." *Acta Orthop* 78(1): 74-80.
- Mallau S., Mesure S., Viehweger E., Jacquemier M., Bollini G. and Assaiante C. (2008). "Locomotor skills and balance strategies in children with internal rotations of the lower limbs." *J Orthop Res* 26(1): 117-25.
- Manal K., McClay I., Stanhope S., Richards J. and Galinat B. (2000). "Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study." *Gait Posture* 11(1): 38-45.
- Marin F., Allain J., Diop A., Maurel N., Simondi M. and Lavaste F. (1999). "On the estimation of knee joint kinematics." *Human Movement Science* 18: 613-26.
- McDowell B. C., Hewitt V., Nurse A., Weston T. and Baker R. (2000). "The variability of goniometric measurements in ambulatory children with spastic cerebral palsy." *Gait Posture* 12(2): 114-21.
- Metropolis N. and Ulam S. (1949). "The Monte Carlo Method." *Journal of the American Statistical Association* 44(247): 335-341.
- Mitton D., Deschenes S., Laporte S., Godbout B., Bertrand S., de Guise J. A. and Skalli W. (2006). "3D reconstruction of the pelvis from bi-planar radiography." *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 9(1): 1-5.
- Mitton D., Dumas R., Laporte S., le Borgne P., Bataille P., Quidet D. and Skalli W. (2002). "Simplified calibration system for stereoradiography in scoliosis." *Stud Health Technol Inform* 88: 144-8.
- Mitton D., Landry C., Veron S., Skalli W., Lavaste F. and De Guise J. A. (2000). "3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes." *Med Biol Eng Comput* 38(2): 133-9.
- Mitulescu A., Skalli W., Mitton D. and De Guise J. A. (2002). "Three-dimensional surface rendering reconstruction of scoliotic vertebrae using a non stereo-corresponding points technique." *Eur Spine J* 11(4): 344-52.
- Molenaers G. (2007). Management of abnormal tone. 17th Annual conference on Clinical gait analysis: a focus on interpretation. Leuven, Belgium.
- Molenaers G., Desloovere K., Fabry G. and De Cock P. (2006). "The effects of quantitative gait assessment and botulinum toxin A on musculoskeletal surgery in children with cerebral palsy." *J Bone Joint Surg Am* 88(1): 161-70.
- Murphy S. B., Simon S. R., Kijewski P. K., Wilkinson R. H. and Griscom N. T. (1987). "Femoral anteversion." *J Bone Joint Surg Am* 69(8): 1169-76.
- Netter F. H. (2002). *Atlas d'Anatomie Humaine*, Masson.
- Netter R. (1940). Rôle de l'antéversion du col fémoral dans la statique de la hanche normale et pathologique. Legrand, Amedée. Paris. PhD.
- Nodé-Langlois L. (2003). Analyses tridimensionnelles des déviations angulaires des axes du membre inférieur, en pré per et postopératoire. Laboratoire de Biomécanique. Paris, ENSAM. PhD.
- Noonan K. J., Halliday S., Browne R., O'Brien S., Kayes K. and Feinberg J. (2003). "Interobserver variability of gait analysis in patients with cerebral palsy." *J Pediatr Orthop* 23(3): 279-87; discussion 288-91.
- Novachek T. F. (2007). Common pathological patterns. 17th Annual conference on Clinical gait analysis: a focus on interpretation. Leuven, Belgium.
- O'Brien T. M. and Walsh M. (2004). "Reliability and inter- and intraobserver variability tests to ensure quality of results in patients with cerebral palsy." *J Pediatr Orthop* 24(2): 241; author reply 241-2; discussion 242.

- O'Byrne J. M., Jenkinson A. and O'Brien T. M. (1998). "Quantitative analysis and classification of gait patterns in cerebral palsy using a three-dimensional motion analyzer." *J Child Neurol* 13(3): 101-8.
- Otake Y., Suzuki N., Hattori A., Hagio K., Sugano N., Yonenobu K. and Ochi T. (2005). "Four-dimensional model of the lower extremity after total hip arthroplasty." *J Biomech* 38(12): 2397-405.
- Pal S., Langenderfer J. E., Stowe J. Q., Laz P. J., Petrella A. J. and Rullkoetter P. J. (2007). "Probabilistic modeling of knee muscle moment arms: effects of methods, origin-insertion, and kinematic variability." *Ann Biomed Eng* 35(9): 1632-42.
- Palisano R., Rosenbaum P., Walter S., Russell D., Wood E. and Galuppi B. (1997). "Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy." *Dev Med Child Neurol* 39(4): 214-23.
- Penneçot G. F. (2002). *Manuel National d'Orthopédie Pédiatrique*.
- Phillips H. O., Greene W. B., Guilford W. B., Mittelstaedt C. A., Gaisie G., Vincent L. M. and Durell C. (1985). "Measurement of femoral torsion: comparison of standard roentgenographic techniques with ultrasound." *J Pediatr Orthop* 5(5): 546-9.
- Pomero V. (2002). *Modélisation géométrique et mécanique des muscles du tronc. Relation entre musculature, troubles posturaux et surcharges vertébrales*. Laboratoire de Biomécanique. Paris, ENSAM. PhD.
- Pomero V., Mitton D., Laporte S., de Guise J. A. and Skalli W. (2004). "Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19(3): 240-7.
- Pomero V., Vital J. M., Lavaste F., Imbert G. and Skalli W. (2002). "Muscular modelling: relationship between postural default and spine overloading." *Stud Health Technol Inform* 88: 321-5.
- Presedo A. and Bowen J. R. (2005). "Development of torsional and angular alignment analysis of deformity of the femur and tibia." from [www.orthopaediccare.net](http://www.orthopaediccare.net).
- Read H. S., Hazlewood M. E., Hillman S. J., Prescott R. J. and Robb J. E. (2003). "Edinburgh visual gait score for use in cerebral palsy." *J Pediatr Orthop* 23(3): 296-301.
- Rethlefsen S. A., Healy B. S., Wren T. A., Skaggs D. L. and Kay R. M. (2006). "Causes of intoeing gait in children with cerebral palsy." *J Bone Joint Surg Am* 88(10): 2175-80.
- Robert C. and Castella G. (2004). *Monte Carlo Statistical Methods*. New York, Springer-Verlag.
- Romei M., Galli M., Motta F., Schwartz M. and Crivellini M. (2004). "Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology." *Gait Posture* 19(1): 85-90.
- Ruwe P. A., Gage J. R., Ozonoff M. B. and DeLuca P. A. (1992). "Clinical determination of femoral anteversion. A comparison with established techniques." *J Bone Joint Surg Am* 74(6): 820-30.
- Saleh M. and Murdoch G. (1985). "In defence of gait analysis. Observation and measurement in gait assessment." *J Bone Joint Surg Br* 67(2): 237-41.
- Saraph V., Zwick E. B., Steinwender G., Auner C., Schneider F. and Linhart W. (2006). "Leg lengthening as part of gait improvement surgery in cerebral palsy: an evaluation using gait analysis." *Gait Posture* 23(1): 83-90.
- Sati M., de Guise J. A., Larouche S. and Drouin G. (1996). "Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee." *The Knee* 3(3): 121-138.
- Schutte L. M., Narayanan U., Stout J. L., Selber P., Gage J. R. and Schwartz M. H. (2000). "An index for quantifying deviations from normal gait." *Gait Posture* 11(1): 25-31.
- Schwartz (2004). "Measurement and management of errors in quantitative gait data." *Gait and Posture* 20(2004): 196-203.
- Schwartz (2005). "A new method for estimating joint parameters from motion data." *Journal of Biomechanics* 38(1): 107-116.
- Schwartz M. H. (2007). *Characteristics of Crouch Gait*. 17th Annual conference on Clinical gait analysis: a focus on interpretation. Leuven, Belgium.
- Schwartz M. H. and Rozumalski A. (2005). "A new method for estimating joint parameters from motion data." *J Biomech* 38(1): 107-16.
- Schwartz M. H., Viehweger E., Stout J., Novacheck T. F. and Gage J. R. (2004). "Comprehensive treatment of ambulatory children with cerebral palsy: an outcome assessment." *J Pediatr Orthop* 24(1): 45-53.
- Seidel G. K., Marchinda D. M., Dijkers M. and Soutas-Little R. W. (1995). "Hip joint center location from palpable bony landmarks--a cadaver study." *J Biomech* 28(8): 995-8.
- Seireg A. and Arvikar R. (1989). *Biomechanical Analysis of the Musculoskeletal Structure for Medicine and Sports*. New York, Hemisphere Publishing Corporation.
- Sholukha V., Leardini A., Salvia P., Rooze M. and Van Sint Jan S. (2006). "Double-step registration of in vivo stereophotogrammetry with both in vitro 6-DOFs electrogoniometry and CT medical imaging." *J Biomech* 39(11): 2087-95.
- Staheli L. T. (1977). "Torsional deformity." *Pediatr Clin North Am* 24(4): 799-811.

- Stansfield B. W., Hillman S. J., Hazlewood M. E. and Robb J. E. (2005). "Regression analysis of gait parameters with speed in normal children walking at self-selected speeds." *Gait Posture*.
- Steinwender (2000). "Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children." *Clinical Biomechanics* 15(2): 134-139.
- Stricker S. J. and Faustgen J. P. (1994). "Radiographic measurement of bowleg deformity: variability due to method and limb rotation." *J Pediatr Orthop* 14(2): 147-51.
- Stuberg W., Temme J., Kaplan P., Clarke A. and Fuchs R. (1991). "Measurement of tibial torsion and thigh-foot angle using goniometry and computed tomography." *Clin Orthop Relat Res*(272): 208-12.
- Südhoff I. (2007). Modélisation géométrique et mécanique personnalisée de l'appareil locomoteur. Laboratoire de Biomécanique CNRS UMR 8005. Paris, ENSAM. PhD.
- Südhoff I., Van Driessche S., Laporte S., de Guise J. A. and Skalli W. (2007). "Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait." *Gait Posture* 25(4): 533-43.
- Sugano N., Noble P. C. and Kamaric E. (1998). "A comparison of alternative methods of measuring femoral anteversion." *J Comput Assist Tomogr* 22(4): 610-4.
- Sutherland D. H. and Davids J. R. (1993). "Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy." *Clin Orthop Relat Res*(288): 139-47.
- Sutherland D. H., Olshen R., Cooper L. and Woo S. L. (1980). "The development of mature gait." *J Bone Joint Surg Am* 62(3): 336-53.
- Theologis T. (2007). Overview of Pathologic Gait in Cerebral Palsy. 17th Annual conference on Clinical gait analysis: a focus on interpretation. Leuven, Belgium.
- Tingley M., Wilson C., Biden E. and Knight W. R. (2002). "An index to quantify normality of gait in young children." *Gait Posture* 16(2): 149-58.
- Tomczak R. J., Guenther K. P., Rieber A., Mergo P., Ros P. R. and Brambs H. J. (1997). "MR imaging measurement of the femoral antetorsional angle as a new technique: comparison with CT in children and adults." *AJR Am J Roentgenol* 168(3): 791-4.
- Trochu F. (1993). "A contouring program based on dual kriging interpolation." *Engineering with Computers* 9: 160-177.
- Upadhyay S. S., Burwell R. G., Moulton A., Small P. G. and Wallace W. A. (1990). "Femoral anteversion in healthy children. Application of a new method using ultrasound." *J Anat* 169: 49-61.
- van der Krogt M. M., Doorenbosch C. A. and Harlaar J. (2007). "Muscle length and lengthening velocity in voluntary crouch gait." *Gait Posture* 26(4): 532-8.
- Van Sint Jan S., Salvia P., Feipel V., Sobzack S., Rooze M. and Sholukha V. (2006). "In vivo registration of both electrogoniometry and medical imaging: development and application on the ankle joint complex." *IEEE Trans Biomed Eng* 53(4): 759-62.
- Van Sint Jan S., Salvia P., Hilal I., Sholukha V., Rooze M. and Clapworthy G. (2002). "Registration of 6-DOFs electrogoniometry and CT medical imaging for 3D joint modeling." *J Biomech* 35(11): 1475-84.
- Viel E. (2000). La marche humaine, la course et le saut, Masson.
- Wakeling J., Delaney R. and Dudkiewicz I. (2007). "A method for quantifying dynamic muscle dysfunction in children and young adults with cerebral palsy." *Gait Posture* 25(4): 580-9.
- Weller R., Pfau T., Ferrari M., Griffith R., Bradford T. and Wilson A. (2007). "The determination of muscle volume with a freehand 3D ultrasonography system." *Ultrasound Med Biol* 33(3): 402-7.
- White R., Agouris I., Selbie R. D. and Kirkpatrick M. (1999). "The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 14(3): 185-92.
- White S. C., Yack H. J. and Winter D. A. (1989). "A three-dimensional musculoskeletal model for gait analysis. Anatomical variability estimates." *J Biomech* 22(8-9): 885-93.
- Winter D. A. (1980). "Overall principle of lower limb support during stance phase of gait." *J Biomech* 13(11): 923-7.
- Winters T. F., Jr., Gage J. R. and Hicks R. (1987). "Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults." *J Bone Joint Surg Am* 69(3): 437-41.
- Woltring H. J. (1994). "3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal." *J Biomech* 27(12): 1399-414.
- Wu G. and Cavanagh P. R. (1995). "ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data." *J Biomech* 28(10): 1257-61.
- Zajac F. E., Neptune R. R. and Kautz S. A. (2003). "Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications." *Gait Posture* 17(1): 1-17.

## **ANNEXE**

---

---

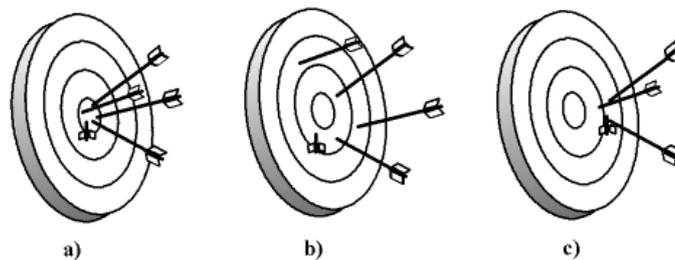
## ANNEXE 1 : Incertitudes de Mesures

---

Dans un souci de compréhension des mesures et validations effectuées dans la suite de ce mémoire et dans la littérature, nous détaillerons dans ce chapitre les méthodes communément utilisées pour évaluer la répétabilité des mesures.

### Incertitude de mesure

Afin de faciliter la compréhension des méthodes de comparaison utilisées au cours de ce travail, nous présenterons succinctement leur principe dans ce chapitre. Le but étant de caractériser l'incertitude de mesure. Celle-ci peut être soit systématique, soit aléatoire. La Figure 67 représente de manière imagée cette répartition des erreurs.



**Figure 67 -Incertitude de mesure illustrée à l'aide d'une cible et de flèches**

Figure 67 a) : l'erreur systématique est faible, les flèches sont plantées au centre de la cible. De même pour l'erreur aléatoire moyenne, représentée par la dispersion des flèches, elle est faible car ces dernières sont dans une même zone.

Figure 67 b) : l'erreur aléatoire moyenne est cette fois élevée alors que l'erreur systématique est faible. En effet, la flèche ayant comme position la position moyenne de toutes les flèches, se situerait proche du centre.

Figure 67 c) : l'erreur systématique est faible, toutes les flèches sont regroupées autour d'une même position. Mais cette position est éloignée du centre de la cible ce qui correspond à une erreur aléatoire non négligeable.

Pour estimer les incertitudes globales de mesures, la répétabilité de la chaîne de mesure peut être étudiée ou bien la repercussion du bruitage des données d'entrée sur la chaîne par méthode de Monte Carlo.

## Tests de comparaison d'échantillons appariés

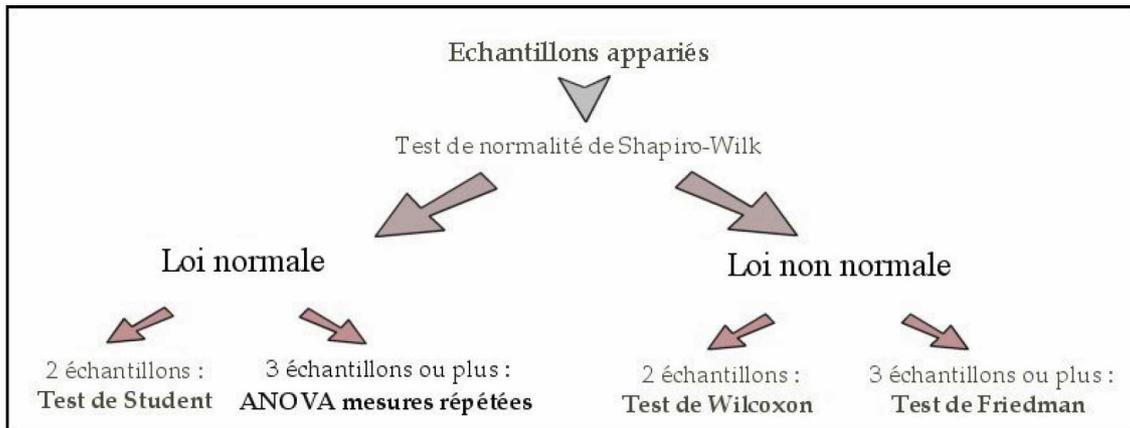


Figure 68 - Arbre décisionnel, choix du test statistique à effectuer en fonction des données d'entrée (Node-Langlois 2003)

L'objectif des tests de comparaison d'échantillons appariés est de déterminer s'il existe une différence significative entre ces échantillons. Ainsi, pour  $n$  sujets, pour lesquelles  $p$  opérateurs calculent paramètre,  $n \cdot p$  paramètres existent. Il faut vérifier que les  $n$  sujet de l'opérateur 1 sont significativement différent ou non de ceux de l'opérateur 2 (dans le cas simple où  $p=2$ ). Si ce test s'avère positif, c'est-à-dire que les échantillons appartiennent à la même population, alors on peut étudier la population dans son ensemble, plutôt que chacun des échantillons indépendamment les uns des autres.

Après avoir vérifié que les données sont distribuées selon une loi normale, nous pourrions calculer une moyenne ( $\mu$ ) et un écart-type ( $\sigma$ ) comme données explicatives de cette loi de probabilité. Suivant cette loi, l'intervalle  $\pm 1,96\sigma$  renferme 95% des valeurs. C'est ce seuil de 95% que nous garderons comme seuil limite explicatif et nous assimilerons l'intervalle à  $\mu \pm 2\sigma$ .

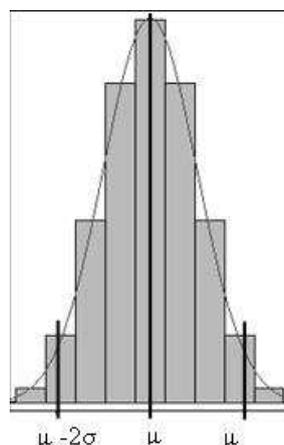


Figure 69 - Histogramme et loi normale

## Estimation des incertitudes par étude de Répétabilité

Pour calculer l'incertitude de mesure par étude de répétabilité, nous disposons d'un tableau de mesures pour un même paramètre mesuré par 3 opérateurs (par exemple) sur n sujets.

Après vérification des tests d'échantillons appariés suivant l'arbre décisionnel de la Figure 68, nous calculons la moyenne des mesures pour chaque sujet. Cette moyenne va servir de modèle de référence. Ensuite, les écarts des mesures à la moyenne sont calculés.

La moyenne des écarts sur tous les sujets représente l'erreur systématique. Les deux écart-types représentent l'erreur aléatoire qui n'est autre que l'intervalle de confiance à 95% (AFNOR 1994; Gluer & coll. 1995). La Figure 70 résume les calculs effectués.

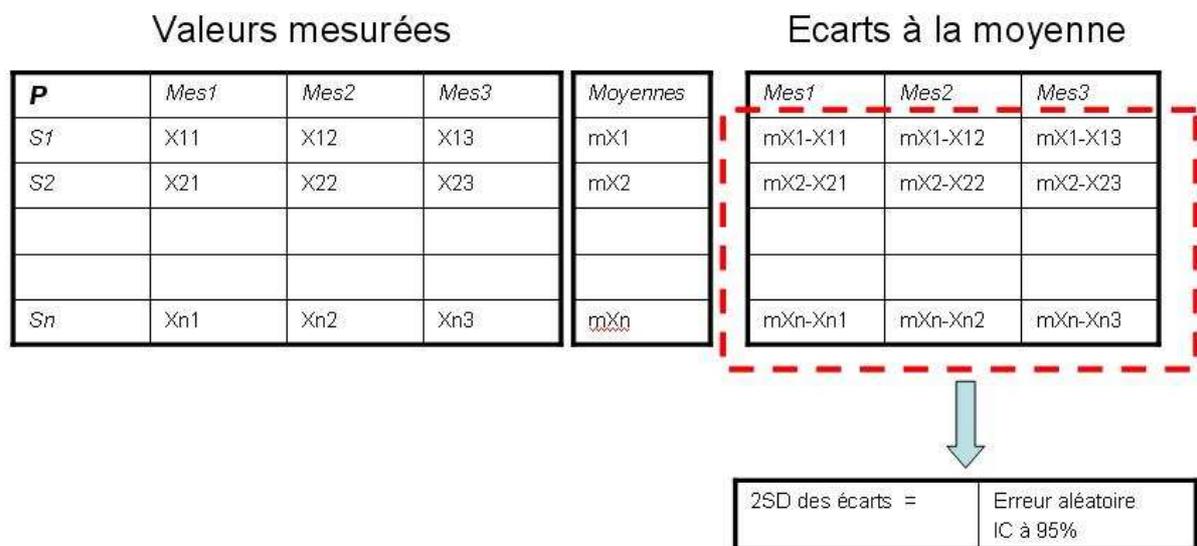


Figure 70 - Incertitudes de mesures par répétabilité.

## Estimation des incertitudes par simulations de Monte-Carlo

La méthode de Monte Carlo consiste à observer le comportement et les résultats d'un système ou d'un processus en injectant dans un algorithme numérique des échantillons de paramètres aléatoires (Metropolis & coll. 1949; Robert & coll. 2004). Cette méthode est utilisée dans plusieurs domaines comme l'économie et le biomédical (Dumas & coll. 2003; Laz & coll. 2007).

L'évaluation de l'incertitude par méthode de Monte Carlo nécessite :

- une définition de la mesurande P (le modèle mathématique)
- association de l'incertitude sur chaque variable d'entrée
- génération de N réalisations d'entrées aléatoires
- calcul des N mesurandes obtenus par le modèle ainsi que leur écart-type.

Le 2SD des N valeurs obtenues représente l'estimé des incertitudes de mesures liées au calcul du paramètre P.

## ANNEXE 2 : Examens d'Analyse de la Marche de KN

---



### EXAMEN d'ANALYSE de la MARCHÉ Rapport Médical

**Nom:** KN

**Prénom:**

**Date de naissance:** 19/8/1999

**Sexe:**  M  F

**Diagnostic:** IMC Diplégie spastique

**Poids:** 25Kg **Taille:** 119.5cm

**Date de l'examen:** 24/05/2007

**Médecin:** Dr.Ghanem

**Dossier #:** P1444

**Dossier #:** 070565Nemer-1

Examen avec Orthèse:

AFO

GRAFO

KAFO

#### Examens effectués:

Examen Orthopédique



Enregistrement Vidéo



Analyse Cinématique



Analyse Cinétique



Analyse des forces d'appui au sol



EMG



Examens des mobilités Vertébrales



## SYNTHÈSE DES DONNÉES

### Paramètres de la Marche:

- La marche s'effectue avec des paramètres spatio-temporels dans la normale:
- Cadence à 124 et 130 pas/min, Passage de phase à 61% du cycle, simple support de 0.37s et vitesse de marche à 0.83 et 0.89 m/s

### Statique:

Bassin:

- Antéversion légèrement élevée de 15°
- Oblique vers le haut du côté D de 6°
- En rotation très élevée en interne à D de 35°

Hanche:

- Flexion bilatérale plus élevée à G 35° (contre 25° à D)
- En adduction à G de 6° contre une abduction à D de 4°
- Rotation bilatérale en interne: 10° à G et 14° à D

Genou:

- Flexion bilatérale de 25° en moyenne

Cheville:

- Flexion dorsale bilatérale de 5° à G et 17° à D
- En rotation externe de 9° à D et 22° à G.

### Dynamique:

Bassin:

- Valeurs normales d'antéversion mais allure en double bump.
- En rotation exagérée interne du côté D, de 20° à l'attaque du pas et 10° avant le passage du pas.

Hanche:

- En flexion élevée à G, avec une attaque à 45° et un manque d'extension avant le passage du pas, problème due probablement à la cheville (attaque par l'avant pied).
- Abduction élevée à G (20° environ) au passage du pas due à la rotation du bassin. Abduction à D de 15° à l'attaque du pas.
- Rotation de hanche normale de 10° à 15° en moyenne.

Genou:

- En flexion bilatérale durant tout le cycle. Attaque avec une flexion exagérée de 30° à D et 38° à G. Manque d'extension au milieu de la phase d'appui. Problème dû principalement à la spasticité des ischio-jambiers, ce qui a entraîné une hyperactivité du droit fémoral en freinage.
- Moment d'extension prédominant dû à une marche en flexion.

Cheville:

- Attaque par l'avant pied en bilatéral, dû à la spasticité des triceps. Flexion plantaire exagérée au passage de phase.
- absence du moment de flexion dorsale dû à l'absence du premier pivot. Moment plantaire exagéré dû à l'acceptation totale du poids juste sur l'avant pied.

Progression du pas:

- Rotation externe élevée du côté D (25° en moyenne).

### **Réaction d'appui au sol:**

- Composante antéropostérieure: force de freinage élevée surtout à G, due à l'attaque par l'avant pied.
- Composante verticale: acceptation du poids très élevée due également à l'attaque par l'avant pied, avec une pente élevée due au manque d'amortissement.

### **Muscles:**

A Gauche:

- Grand Fessier: Activité prolongée durant la phase d'appui
- Ischio-jambiers: Activité quasi permanente
- Droit Fémoral: Activité quasi permanente en réponse à l'activité des ischio-jambiers
- Tibial Antérieur: Activité anormale en milieu de la phase d'appui
- Triceps: Activité anormale à la fin de la phase oscillante et prématurée au contact, provoquant l'équin du pied.

A Droite:

- Grand Fessier: Activité prolongée durant la phase d'appui
- Ischio-jambiers: Activité quasi permanente
- Droit Fémoral: Activité quasi permanente en réponse à l'activité des ischio-jambiers
- Tibial Antérieur: Activité anormale en milieu de la phase d'appui
- Triceps: Activité anormale à la fin de la phase oscillante et prématurée au contact, provoquant l'équin du pied.

## RESULTATS - VALEURS et COURBES

### Paramètres de la Marche:

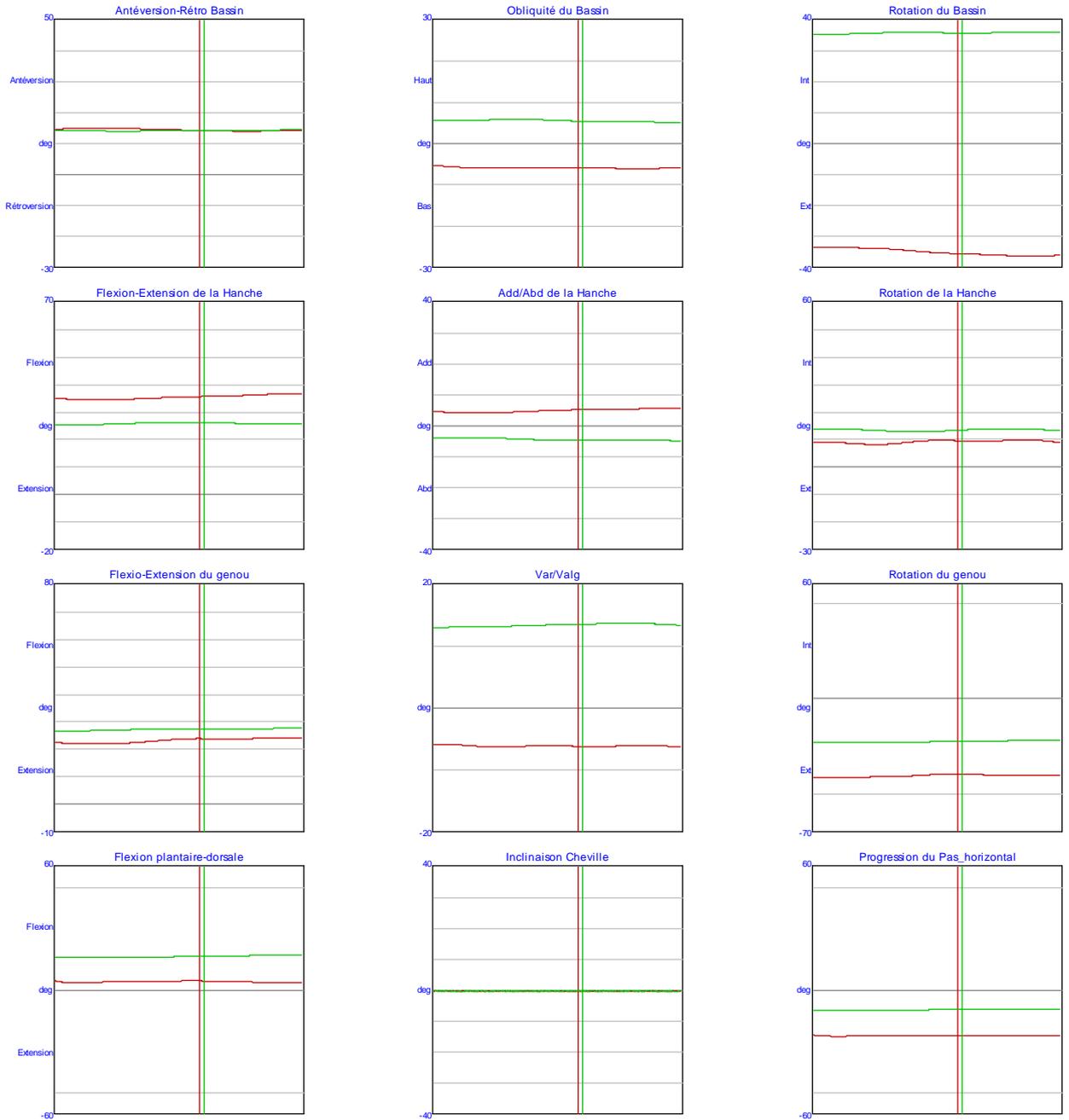
	Left	Right
Cadence	124 steps/min	130 steps/min
	Left	Right
Double Support	0.22 s	0.18 s
	Left	Right
Foot Off	61.1 %	60.3 %
	Left	Right
Opposite Foot Contact	48.2 %	49.5 %
	Left	Right
Opposite Foot Off	10.4 %	9.24 %
	Left	Right
Single Support	0.37 s	0.37 s
	Left	Right
Step Length	0.43 m	0.38 m
	Left	Right
Step Time	0.50 s	0.47 s
	Left	Right
Step Width	0.19 m	0.19 m
	Left	Right
Stride Length	0.80 m	0.82 m
	Left	Right
Stride Time	0.97 s	0.92 s
	Left	Right
Walking Speed	0.83 m/s	0.89 m/s

### <13 year old Norms

Min	Parameters	Max
89.7	Cadence	143.7
0.7	Stride Time	1.2
3.4	Opposite Foot Off	11.5
44.4	Opposite Foot	51.1
0.4	Step Time	0.6
0.3	Single Support	0.5
0.1	Double Support	0.2
54.4	Foot Off	61.3
0.9	Stride Length	1.3
0.4	Step Length	0.6
0.8	Walking Speed	1.3

## Courbes en Statique:

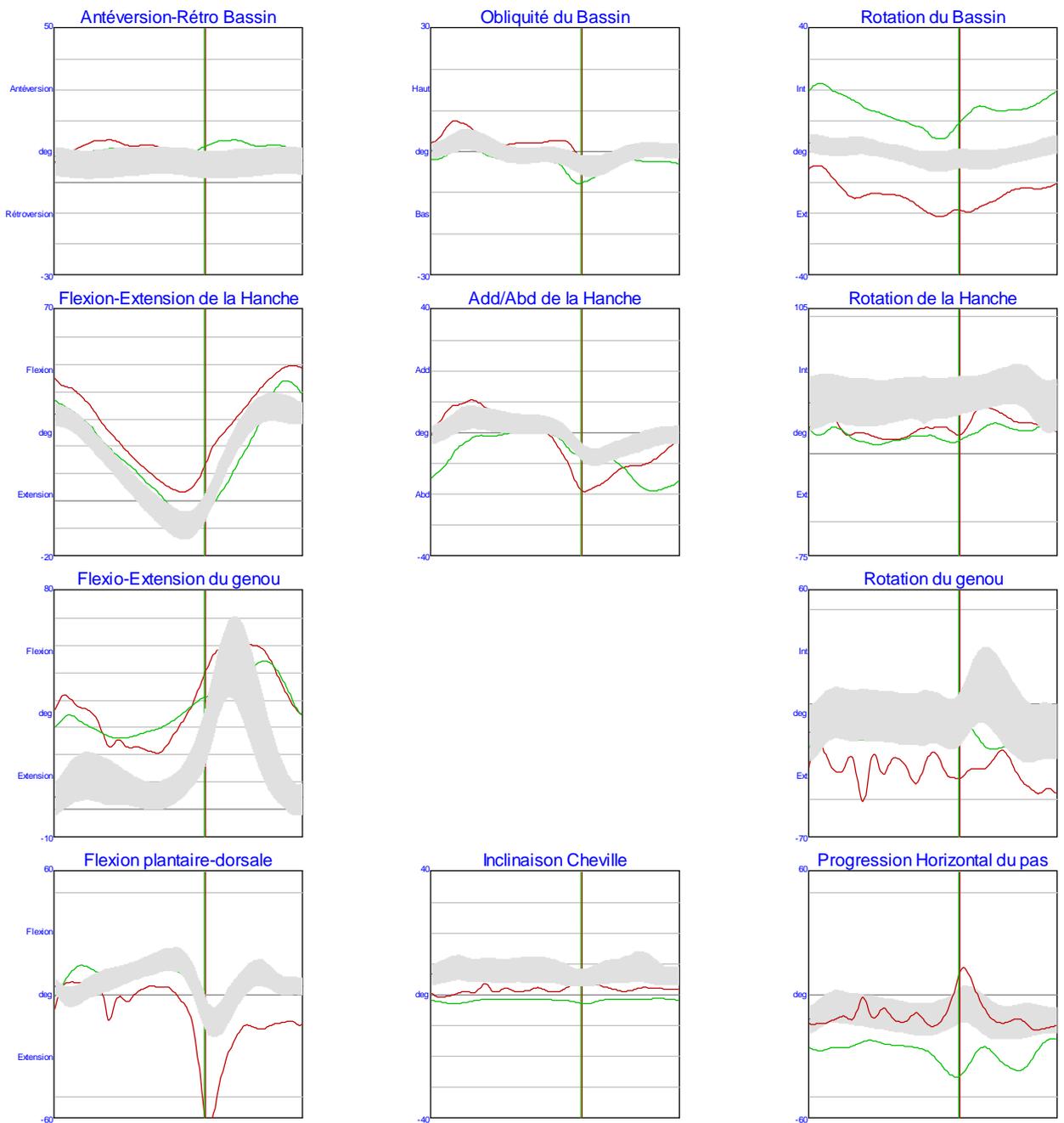
### Panel Statique



## Courbes Cinématiques(état dynamique):



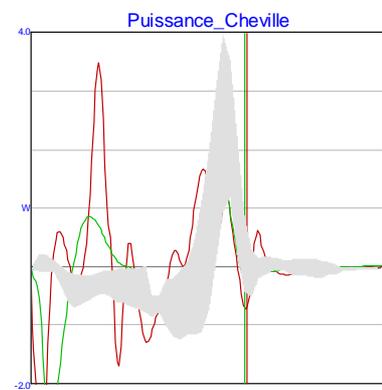
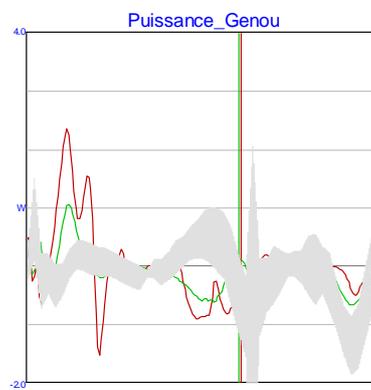
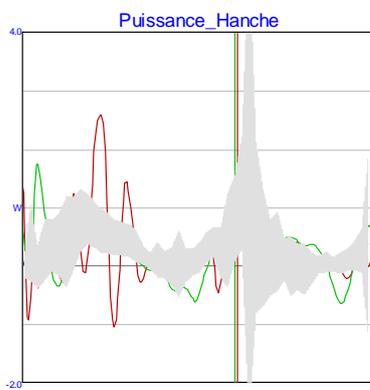
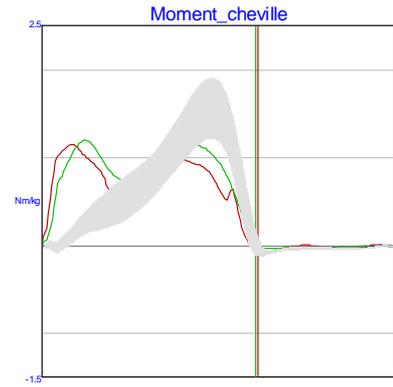
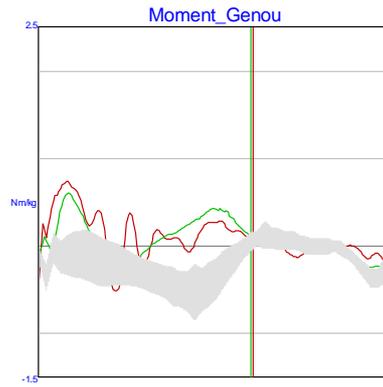
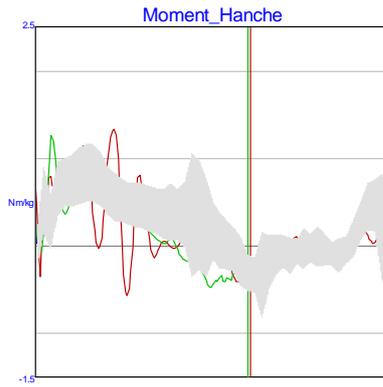
## Panel Global



## Courbes Cinétiques:

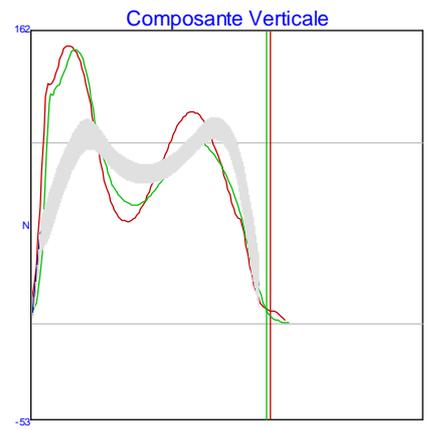
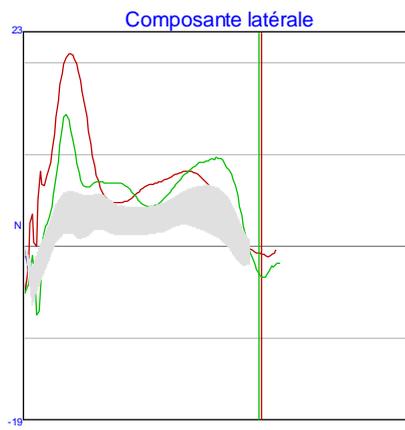
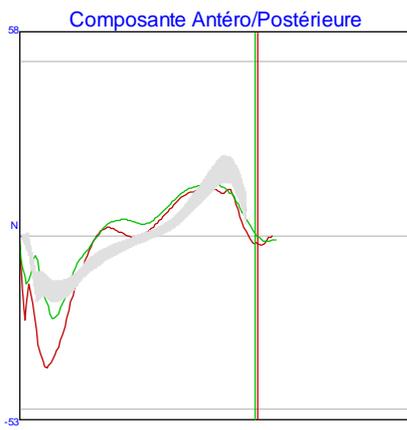
### Moments et Puissances

#### Moments et Puissances (en sagittal)



Réaction d'appui au sol

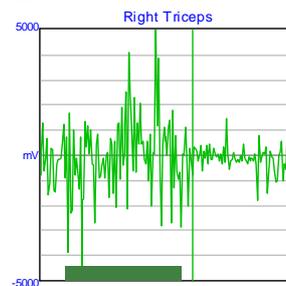
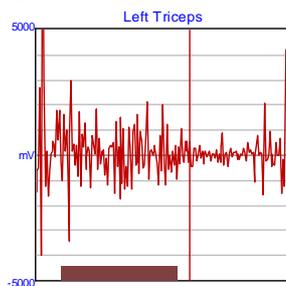
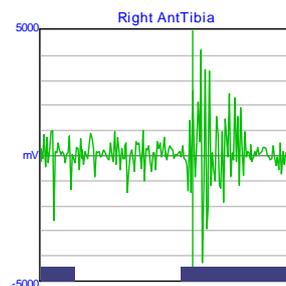
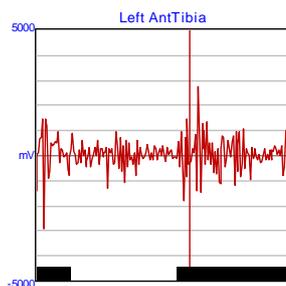
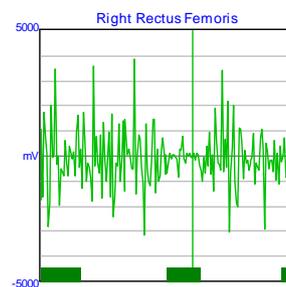
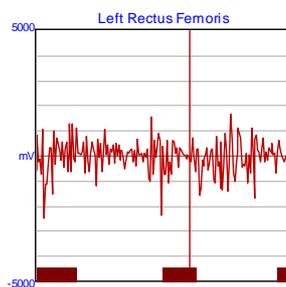
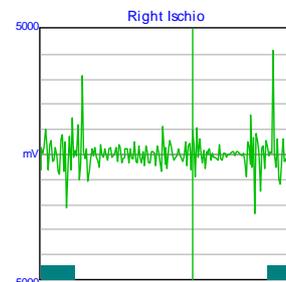
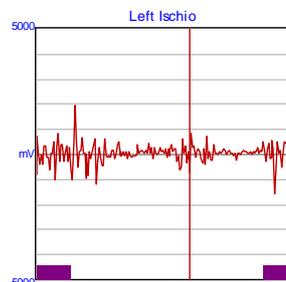
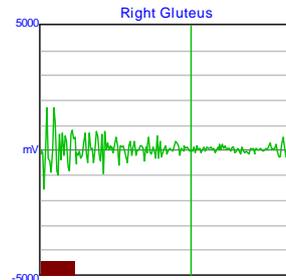
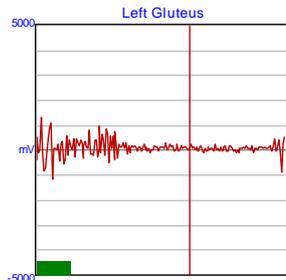
Réaction d'appui au sol



**EMG:**

**CONTRACTION NORMALE**

**Muscles des membres Inférieurs**



## RESUME

L'infirmité motrice cérébrale (IMC) est une pathologie résultante d'une lésion cérébrale qui atteint environ 4/1000 des nouveau-nés. Cette pathologie consiste en un trouble moteur dû à la contraction continue des muscles (spasticité) qui induit des raideurs musculaires évolutives avec l'âge engendrant des déformations osseuses. L'analyse quantifiée de la marche (AQM) permet d'objectiver et de mieux cibler les traitements orthopédiques. Cette thèse vise à enrichir l'AQM par une modélisation tridimensionnelle personnalisée du squelette et des muscles.

L'AQM a été effectuée dans un laboratoire installé au Liban. Une base de données de sujets sains a été établie pour servir de référence à la compréhension des patterns de marche des patients. Une estimation des incertitudes liées aux paramètres de l'AQM a été effectuée, par étude de répétabilité et méthode de Monte Carlo, afin d'objectiver les comparaisons entre patients et sujets sains et entre données pré et post traitement. Une reconstruction 3D personnalisée du squelette en position debout a été effectuée par stéréoradiographie sous le système EOS® chez des enfants sains et IMC pour valider la faisabilité d'une telle technique. Des paramètres quantifiant les vices architecturaux ont été calculés et les incertitudes ont été estimées. Le recalage des structures osseuses durant la marche a été étudié grâce à la mise en place d'une cabine de stéréoradiographie au laboratoire d'analyse de la marche à Beyrouth. Des acquisitions IRM chez des sujets sains et un sujet IMC à Beyrouth ont permis d'explorer la faisabilité de la reconstruction 3D personnalisée des muscles des membres inférieurs en position couchée. La géométrie musculaire a été quantifiée en terme de longueurs, volumes et aires physiologiques. Une première approche de la reconstruction 3D des muscles en position debout a été réalisée en combinant les données de l'IRM et les structures osseuses obtenues par stéréoradiographie, permettant ainsi de calculer les rapports de longueurs entre corps musculaire et partie tendineuse. Ce travail permet d'analyser les anomalies de la marche à la lumière des déformations osseuses et musculaires pour une meilleure prise en charge thérapeutique des enfants IMC.

**Mots-clés :** Enfants, IMC, analyse de la marche, reconstructions 3D, personnalisation, membres inférieurs, muscles.

## ABSTRACT

Cerebral Palsy (CP) results from a non progressive lesion in the immature brain affecting 4/1000 of new-born. It results in abnormalities of muscle strength and tone (spasticity), causing contractures tending to progress with growth and bone deformities. Gait analysis helps in a better clinical decision making. The aim of this doctoral thesis is to provide with gait analysis, 3D subject specific modelization of lower limbs bones and muscles.

Gait analysis was provided in a laboratory installed in Lebanon. A database of healthy children was established to better understand gait pattern of children with CP. Uncertainties on gait parameters were assessed, using repeatability study and Monte Carlo technique, in order to objectify comparison between patient's gait and healthy patterns or between pre and post patient treatment. Subject specific 3D reconstruction of lower limb bones in standing position was done, using EOS® system, for CP and non CP children in order to validate faisability of this technique within children. Skeletal deformities were quantified and their uncertainty calculated. Registering technique of lower limbs into gait analysis frames was evaluated using a stereoradiographic cabin installed in Beirut. MRI acquisitions done in Beirut allowed us to obtain subject specific 3D reconstructions of muscles in lying position. Muscular geometry was quantified by calculating volumes, physiological cross sectional areas and lengthes. 3D reconstructions of muscles in standing position were possible by combining MRI and stereoradiography data, allowing us to calculate muscle/tendon length ratio. This work allows a better comprehension of gait abnormalities based on musculo-skeletal modelisation for a better clinical decision making of patients with CP.

**Keywords:** Children, Cerebral Palsy, Gait analysis, 3D reconstruction, subject specific, lower limbs, bones, muscles.