



**HAL**  
open science

## Gait analysis of transfemoral amputee

Hélène Goujon

► **To cite this version:**

Hélène Goujon. Gait analysis of transfemoral amputee. Engineering Sciences [physics]. Arts et Métiers ParisTech, 2006. English. NNT : 2006ENAM0042 . pastel-00002067

**HAL Id: pastel-00002067**

**<https://pastel.hal.science/pastel-00002067>**

Submitted on 12 Jan 2007

**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 "Mécanique"

*présentée et soutenue publiquement*

*par*

**Hélène GOUJON**

le 30 novembre 2006

<p><b>ANALYSE DE LA MARCHÉ</b></p> <p><b>DE L'AMPUTE FEMORAL</b></p>
--

*Directeur de thèse : François LAVASTE*

Jury :

Michel LÉBOUCHE, Directeur de la MSTP, Ministère de l'Éducation Nationale, Paris

Laurence CHEZE, Professeur des Universités, Université de Lyon 1, Lyon

Georges-François PENNECOT, Professeur des Universités, PH, Hôpital Robert Debré, Paris

Lalao RAKOTOMANANA, Professeur des Universités, Université de Rennes 1, Rennes

Philippe THOUMIE, Professeur des Universités, PH, Hôpital Rothschild, Paris

Wafa SKALLI, Professeur des Universités, ENSAM, Paris

François LAVASTE, Professeur des Universités, ENSAM, Paris

Président

Rapporteur

Rapporteur

Examinateur

Examinateur

Examinateur

Examinateur

**Laboratoire de Biomécanique**

*ENSAM, CER de Paris*



## *Remerciements*

---

Je tiens à exprimer mes remerciements aux personnes qui ont contribué à l'aboutissement de ce projet de thèse et tout particulièrement à :

M le Pr François Lavaste, professeur émérite, qui fut directeur du Laboratoire de Biomécanique et du Centre d'Etude et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (CERAH) au cours des trois années de ma thèse, pour m'avoir dirigé dans mon travail et pour m'avoir fait partager son expérience dans le domaine de la biomécanique.

M le Pr Michel Lebouché, grâce à qui cette thèse a pu se dérouler et qui m'a fait l'honneur de présider mon jury.

Mme le Dr Pascale Fodé, médecin de médecine physique et réadaptation au CERAH, pour avoir suivi le projet et pour avoir contribué concrètement aux expérimentations avec les patients.

M Didier Azoulay, M Christian Cazorla, orthoprothésistes et M Christian Dejardin, secrétaire à l'antenne de Créteil du CERAH, pour leur collaboration technique permanente à ce travail, leur gentillesse et leur rôle essentiel pour le recrutement et l'accueil des patients.

Mme Liliane Block, directrice de la Direction des Statuts des Pensions et de la Réinsertion Sociale du Ministère de la Défense, et M Eric Padieux, directeur du CERAH, pour avoir permis de réaliser ces travaux sur le site du CERAH à Créteil.

La société Protéor et en particulier, M Philippe Guérit, M Jacky Mille et M François Deboissy, pour leur participation financière et l'intérêt porté à ce projet tout au long de son développement.

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

Mme le Pr Wafa Skalli et MM les Prs Philippe Thoumie et Lalao Rakotomanana de me faire l'honneur de participer à mon jury.

Mme le Dr Céline Cadilhac, qui m'a aidé lors de notre DEA commun à mettre en place le plateau d'analyse de la marche à Créteil et qui m'a fait partagé ses connaissances dans le domaine médical.

Les étudiants de l'ENSAM que j'ai encadré en projet de fin d'études ou en master de recherche et qui ont apporté leur contribution à ce projet : Eric Perroche et Nicolas Mercier, Xavier Bonnet et Pierre Michelutti, Céline Lansade, Ingrid Südhoff, Charlotte Guéret et Arnaud Corté, Emilie Sapin et Francisco De Almeida, Fabien Pourchier et Mickaël Lagarde, Tony Maury et Antoine Lanot.

Toutes les personnes qui se sont rendues disponibles et qui nous ont permis d'enrichir la base de données de sujets asymptomatiques.

Les patients amputés qui ont donné de leur temps et, sans qui, ce travail n'aurait pas pu exister.

Enfin, merci à tous les membres du Laboratoire de Biomécanique et à tous ceux qui m'ont soutenue au cours de ces trois années.



# Table des matières

<b>REMERCIEMENTS .....</b>	<b>1</b>
<b>TABLE DES MATIERES .....</b>	<b>3</b>
<b>INTRODUCTION GENERALE .....</b>	<b>7</b>
<b>PREMIERE PARTIE :.....</b>	<b>11</b>
<b>ANALYSE CINEMATIQUE ET CINETIQUE 3D DE LA MARCHÉ : PROTOCOLE ET METHODES .....</b>	<b>11</b>
<b>Chapitre 1 Etude bibliographique sur l'analyse cinématique de la marche.....</b>	<b>13</b>
<b>1 Analyse cinématique du corps humain : Matériels et méthodes .....</b>	<b>13</b>
1.1 Principes de l'analyse cinématique en biomécanique .....	13
1.2 Matériels : Systèmes de mesure de position 3D.....	14
1.3 Méthodes d'analyse cinématique en biomécanique .....	15
1.3.1 Transformations géométriques étudiées en analyse du mouvement .....	15
1.3.2 Méthode d'interprétation.....	16
1.3.3 Repère d'interprétation et séquence.....	17
1.3.4 Mise en œuvre.....	18
<b>2 Analyse de la marche : protocoles et moyen d'évaluation.....</b>	<b>18</b>
2.1 Mise en œuvre des méthodes de cinématique en analyse de la marche.....	18
2.2 Définition des repères anatomiques .....	19
2.2.1 Contraintes concernant la position des marqueurs .....	19
2.2.2 Méthodes fonctionnelles .....	20
2.2.3 Repères anatomiques.....	20
2.3 Evaluation des sources d'erreur en analyse cinématique in vivo .....	25
2.3.1 Sources d'erreur.....	25
2.3.2 Répétabilité de l'identification des points et axes anatomiques .....	25
2.3.3 Précision du système de mesure .....	28
2.3.4 Mouvement de la peau sur l'os.....	29
2.4 Evaluation globale du protocole.....	32
2.4.1 Variations interindividuelles .....	32
2.4.2 Variations intraindividuelles.....	33
<b>3 Synthèse .....</b>	<b>35</b>
<b>Chapitre 2 Etude bibliographique sur l'analyse dynamique de la marche .....</b>	<b>37</b>
<b>1 Méthodes d'analyse dynamique.....</b>	<b>37</b>
1.1 Mesure des actions mécaniques du sol sur le pied .....	38
1.2 Géométrie des masses.....	41
1.2.1 Mesures des paramètres d'inertie segmentaires.....	41
1.2.2 Modèle prédictif.....	44
1.3 Champs des vitesses et accélérations des solides .....	45
1.3.1 Mesure de l'accélération par accéléromètre.....	46
1.3.2 Calcul de l'accélération d'un point par double dérivation .....	47
1.3.3 Vitesse et accélération angulaires d'un solide .....	49
1.4 Principe fondamental de la dynamique .....	49
1.4.1 Formalismes utilisés pour l'application du principe fondamental de la dynamique .....	49
1.4.2 Eléments de validation des méthodes d'analyse dynamique.....	51
<b>2 Applications de l'analyse dynamique et évaluation des sources d'erreur.....</b>	<b>54</b>
2.1 Analyse des torseurs inter segmentaires.....	54
2.2 Evaluation des sources d'erreur .....	55
2.2.1 Influence des paramètres d'inertie segmentaires .....	55
2.2.2 Impact de l'incertitude sur le torseur de contact du pied sur le sol et sur son point d'application....	56
2.2.3 Impact de l'incertitude sur la position du centre articulaire.....	56
2.2.4 Influence du repère d'interprétation .....	57
2.2.5 Etude de sensibilité.....	57
<b>3 Synthèse .....</b>	<b>57</b>
<b>Chapitre 3 Travail personnel : Matériel et Méthodes.....</b>	<b>59</b>
<b>1 Analyse cinématique .....</b>	<b>59</b>
1.1 Choix du modèle biomécanique pour la cinématique .....	59
1.1.1 Rôle du tronc .....	59

1.1.2	Rôle du pied.....	60
1.1.3	Choix du modèle.....	61
1.2	Choix des repères.....	62
1.2.1	Exigences particulières pour les patients amputés.....	62
1.2.2	Repères anatomiques utilisés.....	62
1.3	Utilisation d'ancillaires.....	63
1.3.1	Ancillaires tibia et fémur.....	63
1.3.2	Ancillaires arrière pied et avant pied.....	63
1.4	Méthodes de calcul de la cinématique.....	64
1.4.1	Description de la cinématique du corps humain.....	64
1.4.2	Prise en compte des ancillaires.....	65
1.4.3	Détermination du cycle de marche.....	66
1.4.4	Détermination de paramètres.....	66
<b>2</b>	<b>Analyse dynamique.....</b>	<b>66</b>
2.1	Calcul des paramètres d'inertie segmentaires.....	67
2.1.1	Choix de la méthode et du modèle de solides rigides.....	67
2.1.2	Modèle géométrique pour le membre inférieur intact.....	67
2.1.3	Modèle géométrique pour le membre inférieur prothétique.....	68
2.1.4	Modèle géométrique pour le haut du corps.....	70
2.1.5	Calcul des paramètres d'inertie segmentaires.....	70
2.2	Calcul des champs d'accélération des segments.....	73
2.2.1	Recalage du modèle géométrique sur le modèle biomécanique.....	73
2.2.2	Calcul des accélérations des centres de gravité.....	74
2.2.3	Calcul des vitesses angulaires.....	74
2.3	Calcul des torseurs d'actions mécaniques au sol et dans les articulations.....	75
2.3.1	Action mécanique de contact du sol sur le pied.....	75
2.3.2	Action mécanique intersegmentaire.....	76
<b>3</b>	<b>Protocole et outils de traitement.....</b>	<b>77</b>
3.1	Protocole.....	77
3.1.1	Salle.....	77
3.1.2	Matériel.....	77
3.1.3	Déroulement de l'examen.....	78
3.2	Outil de traitement.....	79
3.2.1	Module de traitement des données.....	79
3.2.2	Module de visualisation des graphes.....	80
<b>4</b>	<b>Synthèse.....</b>	<b>81</b>
<b>Chapitre 4</b>	<b>Travail personnel : Evaluation du protocole.....</b>	<b>83</b>
<b>1</b>	<b>Précision des calculs de cinématique.....</b>	<b>83</b>
1.1	Introduction.....	83
1.2	Matériel et méthodes.....	83
1.2.1	Estimation de l'incertitude de mesure sur la position d'un marqueur isolé.....	84
1.2.2	Estimation de la répétabilité du placement des points anatomiques.....	85
1.2.3	Estimation de l'incertitude sur le calcul des positions angulaires des articulations.....	88
1.2.4	Estimation des mouvements de l'ancillaire par rapport à l'os.....	90
1.3	Résultats et discussion.....	90
1.3.1	Estimation de l'incertitude de mesure sur la position d'un marqueur isolé.....	90
1.3.2	Estimation de l'incertitude de placement sur la position des points anatomiques.....	91
1.3.3	Estimation de l'incertitude sur le calcul des positions angulaires des articulations.....	94
1.3.4	Estimation des mouvements de l'ancillaire par rapport à l'os.....	96
<b>2</b>	<b>Précision des calculs de dynamique.....</b>	<b>97</b>
2.1	Estimation de l'incertitude sur la mesure du torseur d'actions mécaniques du sol sur le pied.....	97
2.2	Validation de la méthode de calcul des accélérations des points d'un solide.....	98
2.3	Validation du modèle d'obtention des paramètres d'inertie segmentaires.....	99
2.3.1	Membre intact et haut du corps.....	99
2.3.2	Membre prothétique.....	102
2.4	Comparaison des torseurs d'actions de contact du sol sur le pied obtenus par la mesure et le calcul.....	103
<b>3</b>	<b>Répétabilité du protocole.....</b>	<b>107</b>
3.1	Introduction.....	107
3.2	Matériel et Méthodes.....	108
3.3	Résultats.....	109
3.3.1	Coefficient de corrélation multiple.....	109
3.3.2	Etude de la répétabilité des paramètres.....	111
3.4	Discussion.....	113
<b>4</b>	<b>Conclusion.....</b>	<b>114</b>
<b>Chapitre 5</b>	<b>Travail personnel : Base de données de référence.....</b>	<b>115</b>
<b>1</b>	<b>Matériel et méthodes.....</b>	<b>115</b>

1.1	Sujets .....	115
1.2	Dispersion inter-individuelle.....	117
1.3	Comparaison à la littérature .....	117
<b>2</b>	<b>Analyse cinématique .....</b>	<b>118</b>
2.1	Courbes.....	118
2.1.1	<i>Avant pied.....</i>	<i>118</i>
2.1.2	<i>Tronc.....</i>	<i>119</i>
2.2	Paramètres.....	120
<b>3</b>	<b>Analyse dynamique.....</b>	<b>123</b>
3.1	Courbes.....	123
3.2	Paramètres.....	125
<b>4</b>	<b>Conclusion .....</b>	<b>127</b>
<b>DEUXIEME PARTIE : .....</b>		<b>129</b>
<b>ANALYSE CINEMATIQUE ET CINETIQUE 3D DE LA MARCHE : APPLICATION A L'AMPUTE FEMORAL .....</b>		<b>129</b>
<b>Chapitre 6 Etude bibliographique sur la marche de l'amputé fémoral.....</b>		<b>131</b>
<b>1</b>	<b>Problématiques cliniques de l'amputé fémoral .....</b>	<b>131</b>
1.1	Amputation et appareillage .....	131
1.1.1	<i>Amputation .....</i>	<i>131</i>
1.1.2	<i>Appareillage.....</i>	<i>132</i>
1.1.3	<i>Pathologies induites.....</i>	<i>133</i>
1.1.4	<i>Réadaptation fonctionnelle et sociale.....</i>	<i>133</i>
1.2	Problématiques liés à l'appareillage des amputés fémoraux .....	134
1.2.1	<i>Maintien en position de la prothèse : Emboîture pour amputation fémorale .....</i>	<i>134</i>
1.2.2	<i>Mise en action de la prothèse.....</i>	<i>135</i>
1.2.3	<i>Fonctionnalité du membre prothétique.....</i>	<i>136</i>
1.2.4	<i>Compensation des pertes fonctionnelles par les parties intactes.....</i>	<i>139</i>
<b>2</b>	<b>Analyse de la marche de l'amputé fémoral.....</b>	<b>139</b>
2.1	Stratégies d'adaptation.....	140
2.2	Comparaison d'éléments prothétiques .....	145
2.2.1	<i>Pieds prothétiques.....</i>	<i>145</i>
2.2.2	<i>Genoux prothétiques.....</i>	<i>146</i>
2.3	Modélisation .....	149
<b>3</b>	<b>Synthèse .....</b>	<b>150</b>
<b>Chapitre 7 Travail personnel : Evaluation fonctionnelle de la cinématique de pieds prothétiques au cours de la marche de l'amputé .....</b>		<b>151</b>
<b>1</b>	<b>Introduction.....</b>	<b>151</b>
<b>2</b>	<b>Matériel et méthode .....</b>	<b>152</b>
2.1	Sujets .....	152
2.2	Pieds prothétiques .....	152
2.3	Matériel.....	153
2.4	Procédure expérimentale.....	153
2.5	Analyse statistique.....	155
<b>3</b>	<b>Résultats.....</b>	<b>156</b>
3.1	ANOVA.....	156
3.2	Corrélations.....	157
<b>4</b>	<b>Discussion .....</b>	<b>158</b>
<b>5</b>	<b>Conclusion .....</b>	<b>160</b>
<b>Chapitre 8 Travail personnel : Mouvements tridimensionnels du bassin et du tronc chez l'amputé trans-fémoral.....</b>		<b>163</b>
<b>1</b>	<b>Introduction.....</b>	<b>163</b>
<b>2</b>	<b>Matériel et méthodes.....</b>	<b>164</b>
2.1	Patients.....	164
2.2	Protocole.....	165
2.3	Méthode.....	166
2.4	Paramètres : .....	166
2.5	Précision .....	167
2.6	Statistiques.....	167
<b>3</b>	<b>Résultats.....</b>	<b>168</b>
3.1	Précision .....	168
3.2	Comparaison des deux groupes.....	168
3.3	Influence des facteurs cliniques : .....	174



4	Discussion .....	175
5	Conclusion .....	179
<b>Chapitre 9 Travail personnel : Modélisation dynamique de la marche de l'amputé</b>		
<b>fémoral .....</b>		
1	<b>Introduction :</b> .....	<b>181</b>
2	<b>Matériel et méthodes</b> .....	<b>182</b>
2.1	Sujets .....	182
2.2	Protocole .....	182
2.3	Modèle dynamique.....	182
3	<b>Résultats</b> .....	<b>184</b>
3.1	Comparaison des efforts extérieurs appliqués sur le corps par les sujets sains et les sujets amputés .....	184
3.2	Validation du modèle dynamique pour les amputés fémoraux.....	187
3.2.1	<i>Masse de la prothèse et masse totale</i> .....	187
3.2.2	<i>Efforts calculés et mesurés</i> .....	187
3.2.3	<i>Etude de la contribution des différents segments</i> .....	189
4	<b>Discussion</b> .....	<b>196</b>
<b>CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES .....</b>		
<b>199</b>		
<b>BIBLIOGRAPHIE.....</b>		
<b>201</b>		
<b>PUBLICATIONS .....</b>		
<b>209</b>		
<b>TABLE DES FIGURES.....</b>		
<b>213</b>		
<b>TABLE DES TABLEAUX .....</b>		
<b>215</b>		
<b>ANNEXES .....</b>		
<b>217</b>		
<b>ANNEXE I : ELEMENTS DE CINEMATIQUE 3D .....</b>		
<b>I</b>		
<b>ANNEXE II : METHODES DE CALCUL DES VITESSES ET ACCELERATIONS ANGULAIRES</b>		
<b>D'UN SOLIDE .....</b>		
<b>VII</b>		
<b>ANNEXE III : REPERES ANATOMIQUES .....</b>		
<b>IX</b>		
<b>ANNEXE IV : CALCUL DES PARAMETRES D'INERTIE SEGMENTAIRES.....</b>		
<b>XIII</b>		
<b>ANNEXE V : QUESTIONNAIRE ET PROTOCOLE DE MESURES ANTHROPOMETRIQUES .....</b>		
<b>XV</b>		
<b>ANNEXE VI : COMPARAISON DES PARAMETRES D'INERTIE SEGMENTAIRES OBTENUS</b>		
<b>DANS LA LITTERATURE .....</b>		
<b>XIX</b>		
<b>ANNEXE VII : ARTICLE ACCEPTE PAR LA REVUE PAR PROSTHETICS AND ORTHOTICS</b>		
<b>INTERNATIONAL .....</b>		
<b>XXI</b>		
<b>RESUME .....</b>		
<b>XXXI</b>		

---

## *Introduction générale*

---

La marche est une activité essentielle à l'autonomie d'une personne. Elle peut être altérée par une pathologie ou un handicap. Lors de cette activité quotidienne et automatique, la quasi-totalité des articulations du corps humain est mise en mouvement impliquant l'activation de nombreux muscles des membres inférieurs et du tronc, régulée par le contrôle moteur. Or, les moyens d'évaluation clinique sont souvent limités face à la complexité du mouvement de la marche. Ainsi, le développement d'outils d'analyse quantitative est une préoccupation de premier ordre dans le domaine clinique. La biomécanique fournit des outils théoriques permettant de formaliser l'étude du mouvement complexe de la marche en terme d'analyse cinématique et dynamique des différents segments corporels. L'utilisation de ces outils dans le cadre de l'analyse clinique fournit donc une aide précieuse au clinicien pour diagnostiquer et évaluer les traitements proposés aux patients.

Dans le cas des personnes amputées et appareillées, la marche est modifiée du fait de l'absence de certaines articulations physiologiques et de l'atrophie des muscles résiduels. Les causes d'amputation sont diverses et induisent des indications thérapeutiques très différentes. Au cours de son parcours de soin, le patient est en contact avec différents professionnels de santé : chirurgien (lors de l'amputation), orthoprothésiste (pour l'appareillage), médecin spécialiste et kinésithérapeute (pour la rééducation). Après l'amputation, le médecin prescrit une prothèse au patient et l'orthoprothésiste, le plus souvent dans une officine privée, fabrique et ajuste la prothèse. Des appareillages, de plus en plus complexes, ont pour but de restituer aux patients les fonctions manquantes. L'objectif étant de retrouver une marche la plus harmonieuse et la moins coûteuse sur le plan énergétique possible.

Dans ce contexte, une analyse quantitative et objective des paramètres de la marche doit permettre de traduire en terme mécanique les défauts de marche observés chez les patients. L'étude dynamique donnera quant à elle des indications sur les causes de ces défauts. Ces outils peuvent ainsi permettre d'évaluer les améliorations apportées par des composants de prothèse différents ou les progrès résultant de différentes stratégies de rééducation.

Ce travail de thèse a été initié dans le cadre d'une collaboration avec le Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (CERAH). La société PROTEOR (fabriquant français de prothèse externe) a également été partenaire de cette thèse. Cette collaboration tripartite au sein d'une équipe pluridisciplinaire a permis de tirer profit d'une analyse transverse permanente des résultats de l'analyse biomécanique.

Le CERAH est un organisme public, dépendant du Ministère de la Défense et plus particulièrement du Secrétariat Général pour l'administration (SGA) et de la Direction des Statuts, des Pensions et de la

Réinsertion Sociale (DSPRS). Ces missions sont, entre autre, la prescription d'appareillage et d'aides techniques, la recherche, les essais de normalisation, la formation et la documentation. La partie appareillage concerne plus spécifiquement les patients dont l'appareillage est délicat et qui ne trouvent pas satisfaction dans le privé. Le centre est implanté en deux localisations : le siège est à Woippy près de Metz et une antenne est située à Créteil. L'ensemble des données utilisées dans cette thèse a été collecté sur le site de Créteil. Le laboratoire d'analyse du mouvement y a été mis en place au cours de l'année 2002-2003 dans le cadre de mon projet de DEA au sein du Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM.

La société PROTEOR est le premier groupe français dans le domaine du grand appareillage. L'entreprise compte aujourd'hui 520 personnes dont 90 orthoprothésistes. L'activité est divisée en deux branches : l'une à destination des professionnels du handicap assurant la fabrication de matériels (composants pour orthopédie, centrale de fabrication), l'autre consacrée aux patients par l'intermédiaire de succursales implantées en France et à l'étranger. L'entreprise, par cette collaboration avec le laboratoire de biomécanique, a montré sa volonté de s'investir dans la recherche.

Enfin, le Laboratoire de Biomécanique est une unité de recherche ENSAM-CNRS (UMR8005). Le travail réalisé, au cours de cette thèse, s'est appuyé sur la thèse de Frédéric Marin, soutenue en 2000, et dont le but était de contribuer à l'étude de l'articulation fémoro-tibiale grâce à l'analyse de la marche. Le protocole mis en place permettait l'étude cinématique et cinétique de l'articulation du genou. Des sujets sains et des patients équipés de prothèses de genou ont été examinés et un modèle musculaire basé sur un algorithme génétique a permis de calculer les efforts exercés par les différents muscles du genou.

Le travail, dont fait l'objet ce mémoire, s'est donc inséré dans un environnement multidisciplinaire. Au cours de cette thèse, nous nous sommes intéressés principalement à des amputés fémoraux c'est-à-dire au niveau de la cuisse. La prothèse d'un amputé fémoral, prescrite par le médecin de rééducation, est constituée d'un pied prothétique, d'un genou prothétique qui sont des éléments standards et d'une emboîture personnalisée fabriquée par le prothésiste à partir d'un moulage en plâtre. Chacun de ces éléments a un retentissement sur la marche du patient. De plus, des stratégies de compensations vont également modifier la cinématique et la dynamique des segments intacts.

L'objectif principal de cette thèse est donc de caractériser la marche du sujet amputé fémoral appareillé grâce à des paramètres biomécaniques issus de l'analyse de la marche.

Pour atteindre cet objectif, les étapes du travail ont été de :

- mettre en place et évaluer un protocole d'analyse de la marche conçu spécifiquement pour l'analyse du sujet amputé et créer une base de données de référence à partir de l'analyse d'un échantillon de sujets sains

- mener des analyses cinématiques et cinétiques centrées sur les différentes articulations du corps et leurs fonctions sur un groupe le plus important possible de patients amputés
- développer un modèle d'analyse dynamique du corps destiné à comprendre le rôle des segments corporels au cours de la marche

La première partie de cette thèse concerne la mise en place et l'évaluation du protocole. Après une analyse bibliographique des méthodes utilisées dans la littérature pour l'analyse cinématique (chapitre 1) et dynamique (chapitre 2) de la marche, un protocole a été défini (chapitre 3). Le chapitre 3 présente également les méthodes d'analyse cinématique et le modèle utilisé pour l'analyse dynamique. Ce protocole et ces méthodes ont été évalués en terme de précision et de répétabilité (chapitre 4). Pour clore cette partie, le chapitre 5 présente la base de données de sujets sains, composée de 55 personnes, établie pendant la thèse et compare les résultats avec ceux de la littérature.

La deuxième partie traite de l'application de ce protocole dans le cadre de l'analyse de la marche de sujets amputés. Les problématiques cliniques liées à la marche de l'amputé et les études menées jusqu'à présent grâce à l'analyse de la marche sont présentées dans le chapitre 6. Le chapitre 7 porte sur une analyse fonctionnelle des pieds prothétiques. Cette étude, menée en 2003-2004, concerne des amputés tibiaux et fémoraux. Dans le chapitre 8, les particularités du mouvement du tronc et du bassin chez l'amputé fémoral sont analysées en utilisant l'ensemble de la base de patients amputés fémoraux collectée au cours de cette thèse (en tout 27 patients). Une modélisation dynamique de la marche de l'amputé est mise en place et son intérêt est évalué dans le chapitre 9. Enfin, l'ensemble des résultats est synthétisé et les perspectives de cette thèse sont présentées.



*Première partie :*

*Analyse cinématique et cinétique 3D de la marche : Protocole  
et méthodes*

---

La première partie du travail de thèse est divisée en deux temps.

Une analyse bibliographique nous a permis d'identifier les matériels et les méthodes utilisées sur le plan théorique dans la littérature. L'analyse a également porté sur la mise en œuvre pratique de ces méthodes. Les moyens d'évaluation des différentes sources d'incertitudes associées à l'analyse de la marche ont également été explorés. L'objectif est d'identifier les méthodes les plus performantes pour conduire une analyse cinématique de la marche la plus précise possible. Une seconde partie portant sur l'analyse dynamique avait pour but d'identifier les méthodes, les moyens de mesure et les modèles mis en œuvre dans ces analyses. Les applications de la dynamique dans le domaine de l'analyse de la marche ont été recensées ainsi que les sources d'incertitudes potentielles.

Dans un deuxième temps, un protocole complet d'analyse cinématique et dynamique a été mis en place. La principale contrainte était que ce protocole soit adaptable aux sujets handicapés et qu'il puisse être intégré dans leur suivi clinique. Ce protocole a ensuite été évalué en terme de précision et de répétabilité. Enfin, il a été utilisé pour collecter les données de 55 sujets asymptomatiques qui serviront de base de référence pour analyser la marche des sujets amputés. Pour l'ensemble de ces sujets, les données recueillies sont comparées avec celles de la littérature.



## ***Chapitre 1 Etude bibliographique sur l'analyse cinématique de la marche***

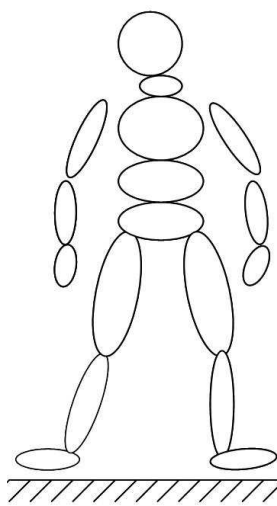
La restitution d'une marche physiologique par un traitement nécessite de connaître les caractéristiques de la marche des sujets asymptomatiques dans la mesure où on la considère comme la référence. Cette étape consiste donc à décrire de façon quantitative les mouvements des différents segments corporels au cours de la marche. La biomécanique fournit des outils mathématiques adéquats pour décrire ces mouvements. : il s'agit du domaine de l'analyse cinématique.

L'analyse bibliographique ci-après a pour objectif de présenter dans un premier temps les matériels et méthodes de l'analyse cinématique, puis leur mise en œuvre et leur évaluation dans le cas de l'analyse de la marche chez le sujet asymptotique.

### **1 Analyse cinématique du corps humain : Matériels et méthodes**

#### **1.1 Principes de l'analyse cinématique en biomécanique**

L'analyse de la cinématique en biomécanique consiste à décrire les positions successives et les variations de position des segments corporels au cours du temps. En anatomie, on définit classiquement 17 segments corporels représentés sur la Figure 1.



**Figure 1 : Représentation du corps en 17 segments corporels**

Ces segments sont composés de structures osseuses et de tissus mous. En biomécanique, on s'intéresse plus spécifiquement aux mouvements des structures osseuses. Le principe est de modéliser les segments corporels par des solides rigides articulés entre eux de façon à utiliser les propriétés d'indéformabilité de ces solides. On peut également faire l'hypothèse que plusieurs segments sont liés



rigidement comme c'est souvent le cas pour le tronc constitué au sens anatomique de l'abdomen et du thorax. On peut alors grâce à cette modélisation utiliser les techniques classiques de description de la position et du mouvement de solides dans l'espace. Cette description permet de caractériser le mouvement du segment en terme d'évolution de la position spatiale du segment à différents instants du mouvement.

La position d'un solide indéformable dans l'espace à un instant donné est entièrement déterminée par la donnée des positions tridimensionnelles de trois de ces points non alignés. Pour réaliser une analyse cinématique tridimensionnelle d'un segment du corps humain, il est donc nécessaire d'être capable de mesurer la position dans l'espace de points de ce segment au cours du temps.

## **1.2 Matériels : Systèmes de mesure de position 3D**

Les mesures de position obtenues par les systèmes de mesure utilisés en analyse cinématique sont échantillonnées à une fréquence donnée.

On distingue les systèmes de mesure permettant d'accéder à la surface du solide étudié et ceux permettant d'obtenir un nombre de points limités.

La fluoroscopie est une technique permettant d'acquérir des radiographies à une fréquence déterminée. Elle permet de visualiser à chaque acquisition la géométrie osseuse et donc de connaître la position d'un grand nombre de points du solide à chaque instant. Elle est le plus souvent limitée à une analyse 2D (Sati et al. 1996). Les techniques récentes de fluoroscopie 3D (Leardini et al. 2005) donnent accès aux coordonnées 3D de l'ensemble des points de la structure osseuse radiographiée grâce à un recalage d'objet 3D (obtenu en utilisant la stéréoradiographie) sur les vues 2D. Le caractère fortement irradiant de cette technique de mesure est une limite importante en analyse in vivo.

Les systèmes de mesure des coordonnées d'un nombre de points limité utilisent des marqueurs placés sur le solide et dont la position sera mesurée. On peut classer ces systèmes en fonction du principe physique utilisé pour la mesure de la position des marqueurs et suivant la nature du marqueur.

Les systèmes électromagnétiques (Koerhuis et al. 2003) sont constitués d'un émetteur d'ondes magnétiques et de capteurs qui servent de marqueurs. La particularité de ces capteurs est qu'ils fournissent à la fois la position et l'orientation du capteur par rapport à la source. Avec un seul capteur placé sur le solide, on connaît donc la position du solide dans l'espace. Cependant, ces capteurs sont sensibles à l'environnement qui doit être totalement amagnétique.

Les systèmes ultrasonores (Kiss et al. 2004) sont constitués d'une tête comportant 3 récepteurs ultrasonores et de marqueurs qui émettent les ultrasons. Selon le temps nécessaire aux ultrasons pour

atteindre le récepteur, le système détermine la position du marqueur par rapport à la tête. Ces systèmes sont très sensibles à l'environnement sonore et sont limités pour les applications à un volume restreint.

Dans le cas des deux types de systèmes précédents, les marqueurs peuvent être qualifiés d'« actifs » par opposition aux marqueurs « passifs » qui ne sont ni des émetteurs ni des récepteurs autonomes. Ceci implique que pour ces systèmes les marqueurs seront reliés par des fils à une alimentation. La présence de ces connectiques perturbe considérablement le mouvement surtout si celui-ci a une amplitude importante.

Les systèmes optoélectroniques sont les plus largement utilisés dans la littérature. Ils peuvent être à marqueurs actifs ou passifs. Ces systèmes sont basés sur le principe de la stéréovision. Des caméras sensibles aux infrarouges localisent les marqueurs placés sur le solide dans leur plan. Un algorithme DLT permet à partir de deux caméras de déduire la position du marqueur dans l'espace en tenant compte d'une calibration préalable de l'espace. Dans le cas de marqueurs actifs (Houck et al. 2004), les infrarouges sont émis par des diodes placées sur le solide. Dans le cas de marqueurs passifs utilisés très largement, ce sont les caméras qui émettent les infrarouges et les marqueurs ne font que réfléchir ces infrarouges.

### **1.3 Méthodes d'analyse cinématique en biomécanique**

En analyse du mouvement, on s'intéresse à :

- La cinématique des segments osseux par rapport à la salle d'analyse (mouvement absolu)
- La cinématique des articulations (mouvement relatif des segments osseux)

L'annexe I donne les éléments nécessaires pour caractériser la cinématique d'un solide dans l'espace.

#### *1.3.1 Transformations géométriques étudiées en analyse du mouvement*

Plusieurs choix de transformations géométriques sont possibles pour caractériser le mouvement relatif ou absolu des pièces osseuses.

L'annexe I donne deux exemples de transformations géométriques utilisées en analyse du mouvement pour étudier le mouvement du bassin et celui du genou.

- **Cinématique des segments osseux**

Peu d'études dans la littérature détaillent les transformations géométriques prises en compte. Dans les recommandations de l'ISB (Wu and Cavanagh 1995), les auteurs proposent d'utiliser la transformation géométrique qui permet de passer du repère global au repère local à chaque instant de l'acquisition. De même, Skalli (Skalli et al. 1995) considère la transformation géométrique transformant un repère  $R_0$  global en un repère  $R_i$  local à chaque instant pour déterminer la position absolue d'une vertèbre.

Si on utilise la transformation géométrique permettant de passer du repère  $R_o$  au repère  $R_i$  à chaque instant, on considère implicitement que la position neutre est celle où  $R_o$  et  $R_i$  sont confondus (les trois angles calculés sont alors nuls).

- Cinématique articulaire

La plupart des études de la littérature (Lafortune et al. 1992; Woltring 1994; Marin et al. 1999; Chèze 2000; Cappozzo et al. 2005) s'intéressent à l'évolution de l'« attitude » des articulations au cours du temps. En d'autres termes, ils assimilent l'étude de la cinématique articulaire à l'étude des positions successives au cours du temps de l'articulation c'est-à-dire du segment sous-jacent par rapport au segment sus-jacent. La transformation géométrique considérée transforme le repère du segment proximal en le repère du segment distal. Le résultat obtenu dépend donc des deux repères liés à ces segments. Dans ce cas, la position neutre sera obtenue lorsque les deux repères coïncident. Cependant, en fonction de la définition des repères (obtenus indépendamment l'un de l'autre), cette position neutre ne correspond pas forcément à la position neutre « clinique ». Certains auteurs (Marin et al. 1999; Chèze 2000) proposent dans le cas du genou de définir cette position neutre expérimentalement (par exemple la position debout genoux tendus) et de définir à cet instant des repères identiques pour le tibia et le fémur. Ceci revient bien à fixer la position choisie comme position neutre. Par contre, elle nécessite également de fixer des axes anatomiques identiques pour le tibia et le fémur. Or, ces axes ne sont pas choisis au hasard et sont liés à l'anatomie et la fonction du segment osseux (qui peut intervenir dans plusieurs articulations). C'est pourquoi, il semble intéressant de s'affranchir de ce problème de coïncidence en définissant une position de « posture » standard (position debout par exemple) et en analysant le mouvement du segment sous-jacent par rapport au segment sus-jacent à partir de cette posture en conservant les repères anatomiques liés à chaque segment (voir annexe I).

### 1.3.2 Méthode d'interprétation

Une fois, la transformation géométrique identifiée, il faut choisir une méthode d'interprétation de cette transformation. Les deux méthodes d'interprétation utilisées dans la littérature sont :

- interprétation par un mouvement hélicoïdal
- interprétation par une translation et 3 rotations successives

Dans le cas de l'analyse du mouvement, une exigence particulière est de traduire la transformation géométrique choisie en terme clinique. Il faudra définir un repère d'interprétation dans lequel les résultats seront exprimés.

Dans la littérature, certaines études comparent les résultats obtenus par les 2 méthodes (Woltring 1994; Chèze 2000) en choisissant un même repère d'interprétation

En terme technique, l'interprétation par mouvement hélicoïdal présente l'avantage d'être non ambiguë. Au contraire, l'interprétation par des rotations successives nécessite de définir une séquence de 3 axes autour desquelles les 3 rotations seront effectuées pour transformer le repère initial en repère final. Selon ce choix, les 3 angles obtenus seront différents même si les 3 axes sont les mêmes. L'ordre de la séquence modifie les résultats sauf si les angles sont petits.

En terme d'interprétation, la décomposition en 3 rotations successives présente l'avantage de donner une signification à ces rotations en terme de mouvements « anatomiques » du segment si les axes ont été choisis convenablement (voir partie 1.3.3).

Finalement les études concluent à une supériorité de l'interprétation par un mouvement hélicoïdal en terme de généralisation de la méthode à toutes les articulations (notamment du membre supérieur), de sensibilité aux bruits de mesure et du caractère vectoriel de la méthode. Cependant, Woltring (Woltring 1994) précise que les 2 méthodes sont équivalentes pour les articulations où l'un des angles restent petits à condition de choisir convenablement la séquence d'axe. Cependant, l'ISB (Wu and Cavanagh 1995) recommande d'utiliser une décomposition en 3 rotations successives selon une séquence donnée (voir partie 1.3.3).

Finalement, ce qui ressort notamment de l'étude de Chèze (Chèze 2000) c'est l'importance majeure du repère d'interprétation (définissant les axes des rotations successives ou les axes de projection de l'angle hélicoïdal).

### 1.3.3 Repère d'interprétation et séquence

- Repère d'interprétation

Le repère d'interprétation ne doit pas être quelconque mais prendre en compte les aspects anatomiques et fonctionnels des segments osseux considérés. On choisit le plus souvent comme repère d'interprétation un des repères dits « anatomiques » calculés pour chaque segment osseux.

Les repères anatomiques doivent à la fois prendre en compte l'anatomie et la fonction du segment. De plus, sur le plan pratique, en fonction du système de mesure utilisé, le nombre de points mesurés utilisables pour le calcul du repère est variable. Le choix du repère doit donc tenir compte de l'information dont on peut disposer en fonction du système choisi.

- Séquence de décomposition

Dans le cas d'une interprétation par 3 rotations successives, la séquence de décomposition pour calculer les 3 rotations successives a également une influence sur les résultats. Cette influence a été étudiée par de nombreux auteurs (Woltring 1994; Skalli et al. 1995; Chèze 2000; Cappozzo et al. 2005). Il existe également 2 façons de prendre en compte les axes du repère d'interprétation : en les considérant comme

fixes (auquel cas on calcule des rotations autour d'axes qui ne bougent pas pendant le déplacement d'un repère à l'autre), ou mobiles (dans ce cas les axes du repère d'interprétation sont entraînés dans le mouvement du repère initial vers le repère final). La séquence définie par Grood and Suntay (Grood and Suntay 1983) est également recommandée par l'ISB (Wu and Cavanagh 1995). Il s'agit d'une séquence d'axes mobiles. Si on considère la transformation géométrique amenant le repère distal vers le repère proximal en utilisant les axes mobiles du repère distal, le premier axe appartiendra au repère distal, le dernier au repère proximal et le deuxième axe sera un axe flottant perpendiculaire aux deux autres. Des phénomènes mathématiques (tels que le gimbal lock) peuvent provoquer une indétermination du système. Mais dans le cas de la cinématique des articulations du membre inférieur où l'un des angles (abduction-adduction) est petit, cette méthode peut être utilisée. On choisit alors l'axe d'abduction-adduction comme axe flottant.

### 1.3.4 Mise en œuvre

Pour mettre en œuvre ces calculs de cinématique, il faut relier les données mesurées à l'aide du système d'analyse du mouvement aux transformations géométriques que l'on souhaite caractériser.

Le système d'analyse du mouvement mesure des coordonnées de points dans l'espace. A partir de ces coordonnées, on peut définir des repères liés à chacun des segments du modèle de corps humain. On peut également calculer les matrices de passage entre ces repères et le repère global lié au laboratoire. L'annexe I présente la mise en équation du problème de cinématique

## 2 Analyse de la marche : protocoles et moyen d'évaluation

### 2.1 Mise en œuvre des méthodes de cinématique en analyse de la marche

L'analyse de la marche comporte une étude cinématique in vivo des segments corporels au cours de l'exercice de marche.

On peut séparer deux types d'études d'analyse de la marche dans la littérature. Certaines études se focalisent sur une articulation en particulier comme le genou (Lafortune et al. 1992) ou un segment précis comme le pied (MacWilliams et al. 2003). L'objectif de ces études est alors de décrire le plus finement possible le comportement cinématique du segment ou de l'articulation étudié au cours de la marche. D'autres études (Benedetti et al. 1998), au contraire, cherchent à réaliser une description complète des mécanismes biomécaniques mis en jeu par une analyse globale du corps. Cela implique qu'un grand nombre de segments osseux vont être pris en compte au cours d'une telle analyse. Ces deux types d'études sont complémentaires.

Dans tous les cas, d'après ce que nous avons vu au paragraphe 1, il faut définir un modèle biomécanique déterminant le nombre de solides rigides considérés et choisir des repères anatomiques associés à chacun de ces solides pour permettre une interprétation clinique des positions des segments dans l'espace.

La mise en œuvre pratique de cette méthode se heurte à l'impossibilité d'atteindre directement la structure osseuse sans être invasif. Dans le cas d'étude *in vivo*, ce critère est pourtant essentiel si on veut pouvoir examiner un nombre significatif de personnes. La plupart des études utilisent donc des marqueurs placés sur la peau des segments corporels et nous verrons au paragraphe 2.3 les conséquences d'une telle mise en œuvre.

Le choix du système de mesure est le plus souvent dicté par le volume de mesure nécessaire. Hormis dans le cas de marche sur tapis roulant (Sati et al. 1996; Kiss et al. 2004), les systèmes avec marqueurs actifs deviennent rapidement trop limitant pour permettre un déplacement naturel. Dans le cas d'un protocole sur piste de marche, les systèmes optoélectroniques à marqueurs passifs se montrent les plus performants pour obtenir des mesures précises sur tout le volume de mesure. L'avantage est que le patient n'est pas assujéti à une vitesse contrairement au cas de la marche sur tapis roulant.

Compte tenu de ces différentes remarques, on focalisera la suite de l'analyse bibliographique sur les protocoles non invasifs d'analyse de la marche utilisant des systèmes optoélectroniques de capture du mouvement.

## **2.2 Définition des repères anatomiques**

Diverses contraintes s'imposent lors du choix des repères anatomiques. On a vu que les axes des repères anatomiques seraient utilisés pour définir un repère d'interprétation, il faut donc que ces axes aient un sens vis-à-vis de l'interprétation habituelle utilisée par les cliniciens pour caractériser une position articulaire ou segmentaire.

Ces axes peuvent être obtenus en utilisant des zones osseuses bien choisies palpables sous la peau et que l'on repérera à l'aide de marqueurs ou en utilisant des méthodes fonctionnelles basées sur la connaissance des degrés de liberté de chaque articulation.

### *2.2.1 Contraintes concernant la position des marqueurs*

Les marqueurs placés en regard de repères osseux utilisés dans la définition des repères anatomiques doivent être placés en tenant compte des exigences suivantes :

- les marqueurs doivent être vus par au moins deux caméras pendant tout l'exercice de marche

- les marqueurs doivent être suffisamment distants 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 en place des marqueurs doit être simple, rapide et non invasive

### 2.2.2 Méthodes fonctionnelles

Ces méthodes sont employées dans le cas de la hanche et du genou dans la littérature (Leardini et al. 1999; Besier et al. 2003; Hagemester et al. 2005).

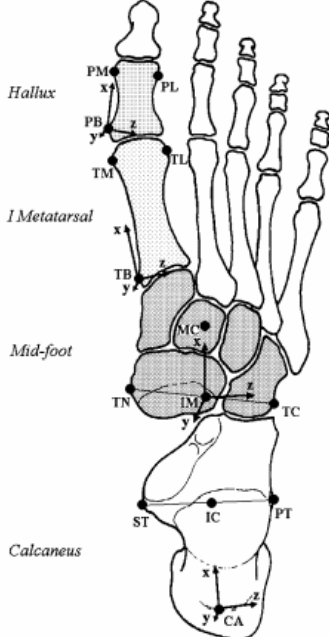
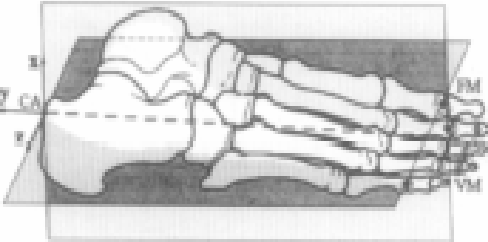
Pour la hanche, il s'agit de considérer que l'articulation est sphérique. Par conséquent, tout marqueur placé sur la cuisse décrit en théorie une sphère par rapport au repère bassin. On identifie alors le centre de la tête fémorale au centre de la sphère des moindres carrés passant par le nuage de points formé par les positions successives du marqueur de cuisse.

Pour le genou, on fait l'hypothèse que la liaison entre le tibia et le fémur est une liaison pivot. L'axe de cette liaison pivot peut alors être déterminée en calculant l'axe hélicoïdal moyen d'un mouvement de flexion du tibia par rapport au fémur.

### 2.2.3 Repères anatomiques



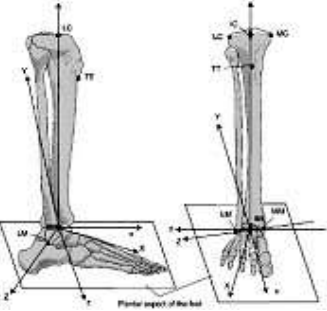
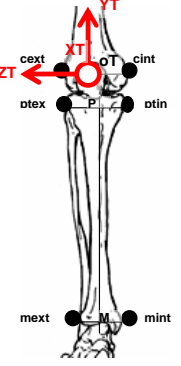
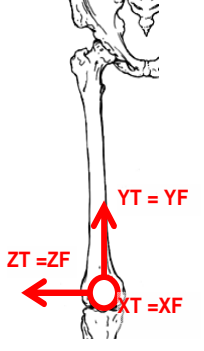
Plusieurs définitions de repères pour chaque segment existent dans la littérature. Le Tableau 1 présente plusieurs repères pour chaque segment.

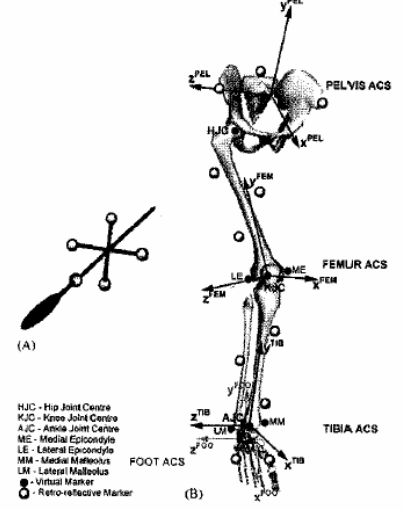
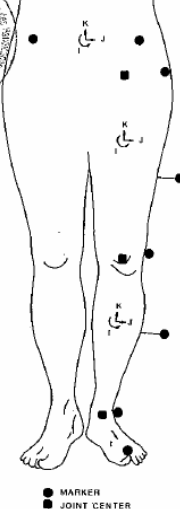
**Tableau 1 : Repères anatomiques associés au pied**

Auteur	Type d'étude	Repère pied	Repères
(Leardini et al. 1999)	Mobilité des articulations du pied pendant la phase d'appui		voir figure
(Cappozzo et al. 1995)	Analyse de la marche : cinématique des membres inférieurs et du bassin		<p>CA : bord supérieur du calcaneum                      FM : extrémité dorsale du premier métatarse                      SM : extrémité dorsale du second métatarse                      VM : extrémité dorsale du dernier métatarse</p> <p>O : CA                      z : axe passant par VM et FM orienté de gauche à droite                      y : intersection des plans passant par VM, FM et CA et du plan perpendiculaire passant par SM et CA orienté vers le haut                      x : formant le trièdre orthonormé</p>

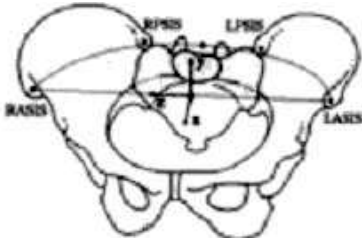
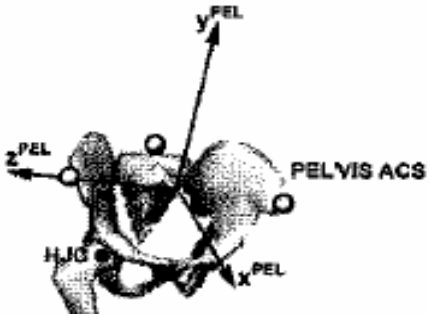


**Tableau 2 : Repères anatomiques liés au membre inférieur et au bassin**

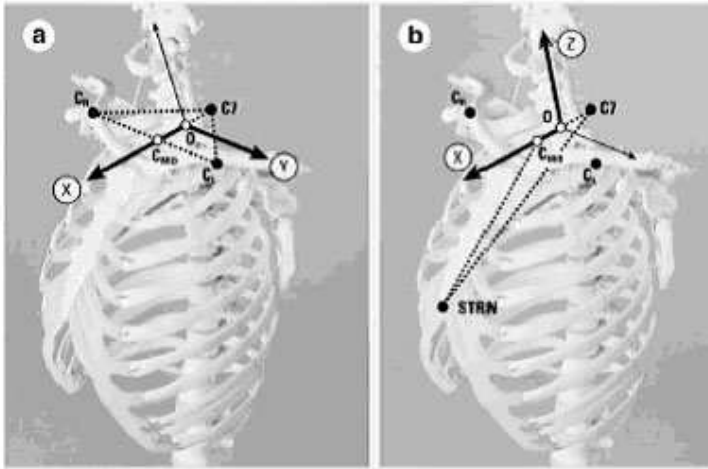
Auteurs	Repère tibia	Points anatomiques et repère	Repère fémur	Points anatomiques et repère
(Cappozzo et al. 1995)		<p>TT : Tubérosité tibiale antérieure                      HF : tête de la fibula                      MM : malléole médiale                      LM : malléole latérale</p> <p>O milieu des malléoles                      y : intersection du plan passant par HF, MM et LM et du plan perpendiculaire passant par TT et O dirigé vers le haut                      z : perpendiculaire à y dans le plan HF, MM, LM dirigé de gauche à droite                      x : formant le trièdre orthonormé</p>		<p>FH : centre de la tête fémorale (méthode fonctionnelle)                      LE : Epicondyle latéral                      ME : Epicondyle médial</p> <p>O : centre de LE et ME                      y : passant par le milieu de LE et ME et par FH orienté vers le haut                      z : perpendiculaire à y dans le plan défini par y et les points LE et ME dirigé de gauche à droite                      x : formant le trièdre orthonormé</p>
ISB (Wu et al. 2002)		<p>MM : malléole médiale                      LM : malléole latérale                      MC : point le plus médial du bord du condyle tibial médial                      LC : point le plus latéral du bord du condyle tibial latéral</p> <p>O milieu de MM et LM                      z axe passant par MM et LM et dirigé vers la droite                      x : axe perpendiculaire au plan passant par MM, LM et le milieu de LC et MC                      y formant le trièdre direct</p>		
(Marin et al. 1999)		<p>mext : malléole externe                      mint : malléole interne                      ptex : bord externe du plateau tibial externe                      ptin : bord interne du plateau tibial interne                      O centre de cext, cint (voir fémur)                      y axe passant par le milieu de mext, mint et le milieu de ptex, ptin dirigé vers le haut                      x axe perpendiculaire au plan passant par le milieu de mext, mint et par ptin et ptex dirigé vers l'avant                      z : formant le trièdre orthonormé</p>		<p>cext : épicondyle externe                      cint : épicondyle interne</p> <p>Hypothèse :                      repère tibia = repère fémur quand le genou est extension complète</p>

Auteurs	Configuration des marqueurs membres inférieurs et bassin	Points anatomiques et repères
(Besier et al. 2003)	 <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>                     pied : 1<sup>er</sup> et 5<sup>ème</sup> métatarses (MT1, MT5), bord supérieur du calcaneum (CA)                      tibia : Malléoles médiale et latérale (MM, ML)                      fémur : Epicondyles médiale et latérale, centre de la tête fémorale déterminée par une méthode fonctionnelle (ME, LE, FH)                 </p> <p>                     pied : x projection de l'axe CA, milieu de MT1, MT5 sur le plan horizontal, inclinaison de l'axe y mesuré par un inclinomètre, z formant le trièdre orthonormé                 </p> <p>                     fémur : z : axe de flexion du genou obtenu = axe hélicoïdal moyen d'un mouvement de flexion du genou, centre : intersection de l'axe avec le plan médian perpendiculaire à ME et LE, y : axe passant par le centre du genou et FH, x formant le trièdre direct                 </p> <p>                     tibia : y passant par le milieu de MM et ML et le centre du genou, z : axe perpendiculaire dans le plan passant par le milieu des malléoles et l'axe de flexion du genou, x formant le trièdre orthonormé                 </p>
(Kadaba et al. 1990)		<p>                     pied : milieu des têtes des second et troisième métatarsiens (MMT)                      tibia : malléole latérale (ML)                      fémur : épicondyle latéral, grand trochanter (LE, GT)                      Les centres de la cheville (AC) du genou (KC) et de la hanche (FH) sont obtenus en utilisant les marqueurs anatomiques et des données provenant de mesures anthropométriques.                 </p> <p>                     fémur : z : passant par KC et FH dirigé vers le haut, y perpendiculaire à z dans le plan passant par KC, FH et le marqueur placé sur une tige au tiers de la cuisse dirigé vers la gauche, x : formant le trièdre orthonormé direct                 </p> <p>                     tibia : même construction en utilisant AC et KC et le marqueur placé sur la tige                 </p> <p>                     pied : un seul axe passant par AC et MMT                 </p>

**Tableau 3 : Repères anatomiques liés au bassin**

Auteurs	Repère bassin	Points anatomiques
(Cappozzo et al. 1995) ISB (Wu et al. 2002)		<p>LASIS : épine iliaque antérosupérieure gauche                      RASIS : épine iliaque antérosupérieure droite                      LPSIS : épine iliaque postérosupérieure gauche                      RPSIS : épine iliaque postérosupérieure droite</p> <p>O milieu de RASIS et LASIS                      z : axe passant par RASIS et LASIS dirigé de gauche à droite                      y : axe perpendiculaire au plan passant par RASIS, LASIS et le milieu de LPSIS, RPSIS                      x : formant le trièdre orthonormé</p>
(Besier et al. 2003)		<p>LASIS : épine iliaque antérosupérieure gauche                      RASIS : épine iliaque antérosupérieure droite                      SACR : sacrum</p> <p>O milieu de LASIS et RASIS                      z : axe passant par RASIS et LASIS dirigé de gauche à droite                      x : passant par SACR et O dirigé vers l'avant                      y : formant le trièdre orthonormé</p>

**Tableau 4 : Repères anatomiques liés au thorax**

Auteur	Repère thorax	Points anatomiques
(Nguyen and Baker 2004)		<p>a) : articulations acromioclaviculaires (Cm, Cl) et épineuse de la vertèbre C7</p> <p>x passant par C7 et le milieu des acromions dirigé vers l'avant, y perpendiculaire à x dans le plan Cm, Cl, C7 dirigé vers l'avant, z : formant le trièdre orthonormé direct.</p> <p>b) : épineuse de la vertèbre C7, milieu des clavicules Cmid, appendice xyphoïde du sternum STRN</p> <p>x passant par C7 et le milieu des acromions, z perpendiculaire à x dans le plan formé par C7, Cmid et STRN</p>

## **2.3 Evaluation des sources d'erreur en analyse cinématique in vivo**

### **2.3.1 Sources d'erreur**

L'estimation des différentes sources d'erreur sur la cinématique articulaire est essentielle pour évaluer la fiabilité de l'analyse de la marche.

La description de la cinématique segmentaire nécessite la détermination de la position et de l'orientation de repères locaux par rapport à un repère global pour chaque segment osseux.

La précision sur la détermination du repère local est affectée par :

- la répétabilité du positionnement des marqueurs anatomiques
- les mouvements apparents du repère au cours du temps dus aux erreurs systématiques et aléatoires de mesure des coordonnées des marqueurs
- les mouvements réels du repère dus à la superposition des tissus mous actifs et passifs entre les marqueurs et l'os sous-jacent

La suite de cette partie présente les moyens mis en œuvre dans la littérature pour évaluer ces différentes erreurs.

### **2.3.2 Répétabilité de l'identification des points et axes anatomiques**

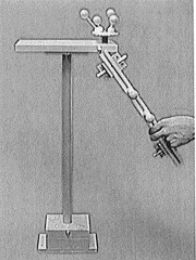
Les points anatomiques utilisés en analyse de la marche sont soit des reliefs osseux saillants sous la peau soit des points internes. Pour les reliefs osseux palpés, la précision dépend essentiellement de la capacité de l'examineur à identifier correctement ces reliefs anatomiques à travers la peau. Pour les points internes, on utilise des méthodes fonctionnelles ou prédictives permettant de connaître la position de ces points par rapport à des points externes eux-mêmes palpés.

Le Tableau 5 présente différentes études menées sur l'estimation des erreurs de localisation de points anatomiques.

Les 2 premières études s'intéressent aux points palpés et caractérisent la répétabilité de placement de ces points par différents examinateurs.

Les autres études concernent l'obtention du centre de la tête fémorale qui peut être déterminée par une méthode fonctionnelle ou une méthode prédictive. La méthode fonctionnelle décrite au paragraphe 2.2.2 permet d'obtenir la position du centre de la tête fémorale dans le repère bassin choisi pour l'étude. La méthode prédictive s'appuie sur des équations de régression élaborée à partir de mesures in vitro sur des bassins et qui donnent la relation entre la position du centre de l'acétabulum dans le repère local (qui coïncide avec le centre de la tête fémorale dans l'hypothèse d'une liaison sphérique parfaite) et des mesures anthropométriques prises sur le bassin.

**Tableau 5 : Etudes concernant l'évaluation de l'incertitude de placement des marqueurs anatomiques**

Auteurs	Type d'évaluation	Points considérés	Protocole	Paramètres d'évaluation	Cinématique articulaire étudiée	Résultats sur la position ou erreur prise en compte			Répercussion sur la cinématique
						points	inter mm	intra mm	
(Della Croce et al. 2005)	Répétabilité intra et inter examinateur  Simulation des erreurs sur le calcul de la cinématique articulaire	21 points anatomiques palpés sur 4 segments	2 sujets - Les marqueurs sont remplacés en gardant une référence fixe maintenue sur le segment (ancillaire)	Calcul de la dispersion inter et intra examinateur sur la position 3D du points anatomiques  Dispersion des résultats pour la cinématique articulaire	Flexion cheville-genou-hanche	points	inter mm	intra mm	Erreur sur la position neutre :  intra : entre 1 et 6° inter entre 3 et 11°  Le moins précis : genou en rotation et cheville en rotation et abduction
						EIAS	14.7	12.2	
						EIPS	20.5	11.5	
						cond lat	13.4	6.5	
						mal lat	16.8	6.7	
						5eme meta	13.4	6.8	
(Rabuffetti et al. 2002)	Répétabilité intra et inter examinateur	24 points anatomiques palpés sur 5 segments	3 sujets – 3 experts autopalpation 6 fois expert 2 fois	Intra : calcul de la variance pour chaque axe sur les 6 placements puis dispersion sur les 3 axes Inter : même chose pour les 6 placements des 3 experts Précision : distance entre la moyenne du point pour les experts et pour le sujet		points	inter mm	intra mm	
						EIAS	13.2	5.6	
						EIPS	14.9	11.3	
						cond lat	14.6	10.5	
						mal lat	8.6	9.2	
						5eme meta	8.5	7	
(Piazza et al. 2001)	Précision de la détermination du centre d'une rotule par une méthode fonctionnelle	Tête fémorale	Référence : centre de la rotule mesurée avec une précision de 0.23 mm   Simulation de mouvement de hanche	Calcul du centre de la rotule dans le repère simulant le repère bassin  Comparaison avec la référence  Comparaison de mouvements simulés pour la hanche : circumduction ou abduction-adduction puis flexion-extension		Erreur max : 17.2 mm En moyenne 5mm pour 30° d'ampli 10 mm pour 15° d'ampli changement de mvt non significatif			

Auteurs	Type d'évaluation	Points considérés	Protocole	Paramètres d'évaluation	Cinématique articulaire étudiée	Résultats sur la position ou erreur prise en compte	Répercussion sur la cinématique
(Leardini et al. 1999)	Précision de la détermination du centre de la tête fémorale par deux méthodes	Tête fémorale	11 sujets Référence : stéréophotogrammétrie Méthode fonctionnelle et méthode prédictive	Calcul de la position du centre de la tête fémorale dans le repère bassin  Comparaison avec la référence  Comparaison des méthodes de détermination		Erreur moyenne en mm sur les 11 sujets pour la méthode fonctionnelle : x 3.8 (6.1) y 2.5 (5.9) z -2.1 (3.7) d 11.8 (4.1)	
(Stagni et al. 2000)	Simulation des erreurs de positionnement de la tête fémorale sur la cinématique	Position du centre de la tête fémoral	5 sujets 3 passages	Calcul des coefficients de corrélation entre les erreurs entrées sur les 3 axes et les erreurs en sortie pour la moyenne et les amplitudes des courbes de cinématiques genou hanche et moments genou hanche	Cinématique 3D genou et hanche	Simulation numérique du bruit de position sur la tête : par toutes les combinaisons possibles d'erreur sur les 3 axes de 0 à 30 mm par pas de 6 mm	Genou : influence négligeable <math><1.5^\circ</math> Hanche : fl/ext : <math&gt;1^\circ&lt; math&gt;<br=""></math&gt;1^\circ&lt;> abd/add : <math&gt;0.5^\circ&lt; math&gt;<br=""></math&gt;0.5^\circ&lt;> rot int/ext : <math&gt;0.5^\circ&lt; math&gt;<="" td=""> </math&gt;0.5^\circ&lt;>
(Della Croce et al. 2003)	Simulation des erreurs des points anatomiques fémur sur le calcul du repère anatomique	Points anatomiques du fémur	1 sujet 8 points anatomiques du fémur déterminés 6 fois par le même opérateur	Calcul de la dispersion sur l'orientation (valeur de l'angle hélicoïdal et projection sur les 3 axes du repère moyen) des repères obtenus avec les marqueurs bruités pour le genou en position neutre (tibia et fémur alignés)  Calcul de l'erreur sur les angles du genou dans les 3 plans pour chaque valeur de flexion du genou	Flexion du genou de 0 à <math&gt;60^\circ&lt; <math&gt;4^\circ&lt;="" autour="" avec="" bicondylien<="" de="" l'axe="" math&gt;="" numériquement="" par="" pas="" rotation="" simulée="" td="" un="" une=""> <td>Simulation numérique de 4096 bruits gaussiens de moyenne nulle sur les marqueurs anat (voir (Della Croce et al. 2005) pour l'écart type sur chaque point)</td> <td>AF1 écarts types sur les 4096 données bruitées entre 1 et <math&gt;3.2^\circ&lt; avec="" dans="" le="" math&gt;="" maximal="" plan="" transverse<br="" type="" un="" écart=""></math&gt;3.2^\circ&lt;> Répercussion sur les angles du genou en flexion pour AF1 : de l'ordre de <math&gt;1^\circ&lt; (cst="" (fonction="" 0="" <math&gt;2^\circ&lt;="" abd="" add="" avec="" de="" en="" entre="" et="" flexion)="" flexion)<="" la="" math&gt;="" rotation="" td=""> </math&gt;1^\circ&lt;></td></math&gt;60^\circ&lt;>	Simulation numérique de 4096 bruits gaussiens de moyenne nulle sur les marqueurs anat (voir (Della Croce et al. 2005) pour l'écart type sur chaque point)	AF1 écarts types sur les 4096 données bruitées entre 1 et <math&gt;3.2^\circ&lt; avec="" dans="" le="" math&gt;="" maximal="" plan="" transverse<br="" type="" un="" écart=""></math&gt;3.2^\circ&lt;> Répercussion sur les angles du genou en flexion pour AF1 : de l'ordre de <math&gt;1^\circ&lt; (cst="" (fonction="" 0="" <math&gt;2^\circ&lt;="" abd="" add="" avec="" de="" en="" entre="" et="" flexion)="" flexion)<="" la="" math&gt;="" rotation="" td=""> </math&gt;1^\circ&lt;>

Une autre étude menée par Hagemeister (Hagemeister et al. 2005) consiste à analyser la répercussion sur un même cycle de marche de la définition du repère anatomique. Les repères anatomiques sont obtenus à partir d'une méthode fonctionnelle (§ 2.2.2) permettant de calculer le centre de la tête fémorale et l'axe moyen de flexion-extension du genou. 3 examinateurs évaluent 4 fois les repères anatomiques pour chaque segment par rapport à une référence. Cette référence est matérialisée par un ancillaire fixé sur le segment. Ce même ancillaire est utilisé pour suivre le mouvement du segment lors de l'unique cycle de marche enregistré. L'auteur calcule alors la cinématique du genou en utilisant comme repère d'interprétation les 12 jeux de repères anatomiques définis précédemment. Ceci lui permet d'évaluer la répercussion des variations de détermination du repère sur les résultats d'analyse de la marche. Les variations, observées pour 15 sujets ayant subi chacun ce même protocole, sont de l'ordre  $0.4\pm 0.3^\circ$  sur les positions angulaires et de  $0.8\pm 0.6$  mm sur les translations antéropostérieures de l'articulation du genou. Cependant l'indice de répétabilité calculée dans cette étude subit des effets de moyenne rendant difficile son interprétation.

### 2.3.3 Précision du système de mesure

Les erreurs de mesure des coordonnées 3D des marqueurs enregistrées par un système optoélectronique se répercutent sur l'ensemble de la chaîne de calcul. La propagation de cette erreur dans les calculs modifie les résultats de cinématique et pourra être interprétée comme un mouvement apparent.

La norme X 07 – 001 relative aux incertitudes de mesure distingue deux types d'erreurs en ce qui concerne l'évaluation de la précision d'un matériel de mesure.

- Les erreurs systématiques :

Ces erreurs peuvent être facilement identifiées par comparaison avec une référence connue; elles sont ensuite corrigées si cela est possible, ou bien prise en compte c'est-à-dire retirées ou ajoutées de façon systématique à toutes les mesures effectuées. La détermination de l'erreur systématique sur une mesure caractérise la justesse du matériel c'est-à-dire sa capacité à mesurer la valeur vraie du mesurande (grandeur mesurée).

- Les erreurs aléatoires :

Cette incertitude ne peut pas être corrigée ; on peut seulement déterminer l'écart type des différences entre les valeurs mesurées au cours de mesurages successifs et la valeur exacte. Cela nous permet par la suite de fournir le résultat mesuré dans un intervalle de tolérance. La détermination de l'erreur aléatoire définit la fidélité d'un appareil c'est-à-dire sa capacité à donner le même résultat au cours de mesurages successifs d'un même mesurande.

Pour évaluer ces erreurs, il faut disposer d'un mesurande dont on connaît la valeur vraie avec la précision la plus grande possible. Les volumes de mesure étant vastes en analyse de la marche, il sera difficile d'utiliser une table micrométrique pour caractériser le déplacement d'un marqueur isolé. Plus simplement, on peut utiliser un dispositif expérimental pour lequel la distance entre 2 marqueurs est connue

avec une bonne précision (mesurée avec un appareil rattaché aux étalons nationaux) et utiliser cette distance comme valeur vraie du mesurande.

Le Tableau 6 présente 3 études menées sur l'évaluation de la précision d'un même système optoélectronique VICON 370®.

**Tableau 6 : Etude sur la précision des systèmes de mesure VICON**

Etude	(Ehara et al. 1995) (Ehara et al. 1997)	(Della Croce and Cappozzo 2000) - (Chiari et al. 2005)	(Richards 1999)																								
Dispositif expérimental	1- Bâton déplacé dans l'espace de mesure suivant 3 directions 2- Bâton immobile dans l'espace de mesure	Test MAL (Movement analysis laboratory) : tige portant 2 marqueurs pointant un point au sol : 1- en statique, 2- en dynamique en effectuant des cercles avec la tige	Dispositif rotatif à 7 marqueurs : 2 marqueurs sur bras tournant, 3 marqueurs sur plaque en bout de bras, 1 marqueur statique sous le bras, 1 marqueur lié sous le bras dont la distance avec le marqueur statique est réglable																								
Données de référence	2 marqueurs distants de 900 mm (mesure au pied à coulisse)	point de contact P de la tige avec le sol connu mesuré avec une précision inférieure au mm	distance entre les 2 marqueurs du bras : 50 cm distance entre 2 marqueurs de la plaque : 9 cm angle formé par les marqueurs de la plaque : 95.8°																								
Données comparées	Distance entre les 2 marqueurs mesurés par 11 systèmes de mesure dont Vicon 370	calcul de la position de P à partir des données des marqueurs erreur aléatoire : écart type des écarts sur les coordonnées en statique erreur systématique : valeur absolue de la moyenne des écarts en dynamique	erreur = calcul de la distance inter marqueurs – 50 cm : erreur maxi; distance moyenne, RMS de l'erreur																								
Résultats	1- moyenne (distance mesurée – distance vraie) = 0.94 mm max(erreur) = +4.37 mm /- 8.57 mm 2- std(3 coord) = 0.39 mm	<table border="1"> <thead> <tr> <th>(mm)</th> <th>X</th> <th>Y</th> <th>Z</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>erreur sytématique</td> <td>2.6</td> <td>1.2</td> <td>3.3</td> </tr> <tr> <td>erreur aléatoire</td> <td>1.2</td> <td>0.1</td> <td>1.7</td> </tr> </tbody> </table>	(mm)	X	Y	Z	erreur sytématique	2.6	1.2	3.3	erreur aléatoire	1.2	0.1	1.7	<table border="1"> <thead> <tr> <th>ref mm</th> <th>500</th> <th>90</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>erreur max mm</td> <td>1.83</td> <td>5.57</td> </tr> <tr> <td>dist moy mm</td> <td>499.53</td> <td>89.80</td> </tr> <tr> <td>RMS erreur mm</td> <td>0.62</td> <td>1.29</td> </tr> </tbody> </table>	ref mm	500	90	erreur max mm	1.83	5.57	dist moy mm	499.53	89.80	RMS erreur mm	0.62	1.29
(mm)	X	Y	Z																								
erreur sytématique	2.6	1.2	3.3																								
erreur aléatoire	1.2	0.1	1.7																								
ref mm	500	90																									
erreur max mm	1.83	5.57																									
dist moy mm	499.53	89.80																									
RMS erreur mm	0.62	1.29																									

### 2.3.4 *Mouvement de la peau sur l'os*

En plus du mouvement relatif apparent entre les marqueurs et l'os du à l'incertitude de mesure du matériel, il existe également un mouvement réel de ces marqueurs par rapport à l'os du au glissement des tissus mous sur les os.

Dans la littérature, de nombreuses études ont été menées pour caractériser l'amplitude de ces mouvements et de nombreuses techniques ont été proposées pour tenter de les réduire.



On cherche donc à quantifier le mouvement des marqueurs attachés sur la surface externe des segments corporels par rapport à l'os. Pour cela, on doit connaître la position au cours du temps de la structure osseuse. Les dispositifs permettant d'y parvenir sont :

- les broches intra corticale (Houck et al. 2004)
- les fixateurs externes (Cappozzo et al. 1996)
- les cibles percutanées (Manal et al. 2002)
- les techniques radiographiques (Sati et al. 1996)

La cinématique articulaire obtenue avec ces techniques est alors comparée à la cinématique articulaire obtenue pour les marqueurs cutanés.

Les différentes techniques fournissent des résultats concernant le glissement de la peau sur l'os et les différences d'orientation entre les repères os et les repères marqueurs. On peut remarquer que ces techniques présentent chacune des limitations spécifiques (Leardini et al. 2005). Les fixateurs externes servent à traiter un traumatisme, ce qui implique que le schéma de marche des sujets est souvent perturbé. De plus, de même que pour les broches intracorticales ou les cibles percutanées, ils induisent une fixation de la peau par rapport à l'os qui peut limiter les déplacements de celle-ci. D'autre part, ces techniques sont très invasives et ne peuvent être étendues à un grand nombre de sujets. Les techniques radiographiques qui laissent la peau libre de toute contrainte sont souvent limitée à la 2D et ne permettent pas d'analyser le mouvement de marche pour des raisons d'encombrement. Très récemment, un système fluoroscopique mobile asservi sur les mouvements du genou au cours de la marche a été mis au point (Gerber et al. 2006). Ce système permet de suivre la partie distale du fémur et la partie proximale du tibia tout au long du cycle de marche et serait donc capable de quantifier le mouvement des structures osseuses en 2D au cours du mouvement. Certains auteurs ont, par ailleurs, proposé des techniques de recalage d'objet 3D sur des images fluoroscopique pour déterminer le mouvement de la peau par rapport à l'os (Stagni et al. 2005). Cependant, ces analyses sont limitées à l'étude d'une articulation à la fois et nécessitent des temps de traitement important. Une étude menée sur le mouvement de levée de chaise montre des glissements allant jusqu'à 55.3 mm dans la direction verticale pour la cuisse. Même si cette amplitude devrait être plus réduite au cours de la marche, ces premiers résultats montrent l'importance de prendre en compte ces mouvements et de chercher à les minimiser.

Les techniques visant à réduire les différences entre la cinématique obtenue par les marqueurs et la cinématique osseuse sont soit l'utilisation de structures rigides, soit des corrections mathématiques appliquées sur les repères marqueurs, soit l'utilisation de protocoles particuliers destinés à évaluer les artefacts dus aux tissus mous pour les compenser.

Dans le cas des structures rigides, le premier avantage est de garantir physiquement le caractère indéformable du solide portant les marqueurs. En effet, au cours de la marche, les distances entre des

marqueurs collés directement sur la peau vont varier au cours du temps. Par contre, ces structures ne garantissent pas à priori une meilleure adéquation de leur mouvement avec le mouvement de l'os sous-jacent. Cependant, Manal (Manal et al. 2002) a comparé les déviations angulaires d'un repère formé à partir de marqueurs par rapport au repère os (calculé à l'aide de cibles percutanées) pour différentes configurations (structures rigides ou marqueurs collés sur la peau) et différentes positions (proximal ou distal et latéral ou médial). Ils observent une diminution de cette déviation avec l'utilisation de structures rigides. De même, Holden (Holden et al. 1997) compare la position du centre du genou obtenue à partir d'une cible percutanée insérée dans le tibia d'une part et d'une coque rigide maintenu sur la peau d'autre part. Il obtient des différences moyennes inférieures à 10.5 mm sur les trois axes. Il conclut que ce mouvement est plus faible que celui rapporté dans des études antérieures utilisant des marqueurs collés sur la peau. D'autre part, certains « ancillaires » (structures rigides portant 3 ou 4 marqueurs) ont été évalués par leurs utilisateurs. Houck (Houck et al. 2004) calcule les différences sur la position angulaire du genou et sur la localisation du centre du genou avec son ancillaire et avec des broches intracorticales dans le tibia et le fémur. Il trouve des différences de 2.7° au maximum pour les orientations angulaires et de 13.9 mm au maximum pour la translation articulaire au cours de la phase d'appui. Ils comparent ensuite son protocole avec ancillaire à un protocole classique d'analyse de la marche et trouve des différences sur la position angulaire du genou pouvant atteindre 6.5° dans le plan transverse. Sati (Sati et al. 1996) a également validé l'utilisation d'un ancillaire en comparant les résultats obtenus avec celui-ci avec ceux obtenus à partir de données fluoroscopiques. La réduction d'amplitude de mouvement au niveau des condyles du fémur est significative avec l'ancillaire comparé à des marqueurs collés sur la peau (de 11 mm à 1.7 mm en rms pour le condyle latéral).

Les techniques mathématiques visant à minimiser l'effet du mouvement de la peau sur les os sont basées sur des corrections visant à garantir l'hypothèse de solide rigide. Ainsi, Chèze (Cheze et al. 1995) propose une méthode dite de « solidification » qui modifie les coordonnées des marqueurs pour rendre la géométrie formée par ces marqueurs invariante en utilisant un algorithme des moindres carrés. Lu (Lu and O'Connor 1999) propose une méthode d'optimisation globale prenant en compte les contraintes entre les articulations.

Enfin, certains auteurs mettent en place des protocoles dont le but est de déterminer les mouvements de la peau par rapport à l'os pour pouvoir les compenser dans les calculs. Ainsi Capello (Cappello et al. 1997) propose une technique de calibration multiple. Pour un mouvement donné, la position de l'ancillaire du segment considéré est déterminée par rapport à des points anatomiques palpés pour les deux positions extrêmes du mouvement. A partir de ces données, il détermine l'évolution de la position relative du repère ancillaire et du repère formé par les points anatomiques pour les différentes positions de l'articulation. Il évalue sa méthode en comparant la cinématique obtenue par un fixateur externe, celle obtenue avec une simple calibration et celle obtenue avec une double calibration. Il observe une amélioration de 2° sur

l'orientation du fémur pour la double calibration par rapport à la simple calibration sur un mouvement de pédalage (donc de grande amplitude).

Luchetti (Luchetti et al. 1998) met également en place une méthode nécessitant un protocole particulier de « tâches dynamiques ». L'idée est de réaliser des mouvements proches de ceux que l'on souhaite étudier mais avec une articulation bloquée. Ainsi pour le mouvement de marche, on demande au sujet de simuler la phase pendulaire de la marche avec le genou tendu. L'objectif est de calculer au cours de ce mouvement la position des points anatomiques du fémur à l'aide d'un ancillaire placé sur le tibia et de la comparer avec la position obtenue à partir d'un ancillaire placé sur le fémur. Ceci permet de créer des tables d'artéfacts qui permettront de corriger les positions des points anatomiques. Cette technique part de l'hypothèse que l'ancillaire tibia est immobile par rapport à l'os dans ce mouvement particulier (contrairement à l'ancillaire fémur) et que les mouvements de la peau sur l'os au niveau du fémur seront comparables pour la tâche dynamique réalisée et pour le mouvement auquel on s'intéresse (la marche ici).

## **2.4 Evaluation globale du protocole**

Le paragraphe 2.3 a permis de mettre en évidence les différentes erreurs et de les quantifier. L'objectif d'une telle démarche est d'identifier la répercussion des différentes erreurs sur les résultats de l'analyse cinématique de la marche. Ainsi, on pourra mettre en place des techniques permettant de limiter la propagation de ces erreurs et de quantifier les améliorations. Cependant, la prise en compte simultanée de l'ensemble des incertitudes conduira inévitablement à surestimer l'incertitude globale.

Or la connaissance de cette incertitude globale est essentielle pour l'utilisation de l'analyse de la marche en clinique (Schwartz et al. 2004). En effet, la plupart des études cliniques seront basées sur la comparaison d'examen soit entre individus (par exemple : sains vs pathologiques) soit pour un même individu (à différentes phases du traitement). Il est donc nécessaire de déterminer les intervalles de variations intra et interindividuelles pour éviter toute surinterprétation des résultats de l'analyse de la marche.

### **2.4.1 Variations interindividuelles**

Le préalable à toute étude d'analyse clinique de la marche est de disposer d'une base de données de référence formée à partir des examens d'analyse de la marche d'un nombre important de sujets asymptomatiques. Dans les études cliniques, l'indicateur le plus commun utilisé pour caractériser la variation interindividuelle est l'écart type des données du groupe de référence (Schwartz et al. 2004). Si les données sont normalement distribuées, on peut dire que 68% des individus se trouve dans un intervalle de plus ou moins un écart type autour de la moyenne et 95% dans l'intervalle plus ou moins deux écarts types. Les données d'analyse de la marche sont de deux types : soit des paramètres (valeurs numériques) soit des

courbes échantillonnées représentant l'évolution de paramètres au cours du temps. Pour les courbes, de nombreux auteurs mettent en place des corridors de « normalité » formés en traçant les courbes correspondant à la moyenne + ou - un écart type pour la population de sujets sains. Si la courbe de l'individu testé sort de ce corridor, on peut considérer que le paramètre angulaire évolue de façon significativement différente par rapport à la population de référence. Ces corridors sont obtenus en traitant indépendamment comme une variable statistique les valeurs prises par l'ensemble des individus pour un paramètre à un instant d'échantillonnage donné. Ce traitement point par point fournit une bande de confiance qui ne tient pas compte du traitement simultané des points formant la courbe.

Plus récemment, Lenhoff (Lenhoff et al. 1999) a proposé d'utiliser une méthode de bootstrap pour définir des corridors statistiquement plus fiables que ceux obtenus par l'utilisation du double écart type. En effet, la probabilité d'obtenir simultanément un jeu de données est plus faible que la probabilité d'obtenir successivement de façon individuelle ces données. De plus, la méthode du bootstrap ne repose sur aucune hypothèse de distribution paramétrique des données en chaque point de la courbe.

#### 2.4.2 Variations intraindividuelles

Pour évaluer les variations intraindividuelles, plusieurs auteurs mettent en place des études de répétabilité consistant à analyser les écarts entre plusieurs examens réalisés dans des conditions similaires pour une cohorte d'individu (Tableau 7). Ces études prendront donc en compte l'ensemble des incertitudes du protocole ainsi que la variabilité naturelle de la marche d'un examen à l'autre. On peut distinguer la répétabilité intra-session (sans remplacement des marqueurs anatomiques) et inter-session (protocole complet, les examens peuvent être réalisés le même jour ou des jours différents).

**Tableau 7 : Etudes sur la répétabilité des protocoles d'analyse de la marche (CV : coefficient de variation, CMC : coefficient de corrélation multiple, CMD : coefficient de détermination multiple)**

Auteurs	Objectifs	Sujets	Protocole de répétabilité	Protocole d'analyse de la marche	Paramètres analysés	Outils statistiques	Résultats
(Kadaba et al. 1989)	Répétabilité intra et inter session	40 adultes sains	3 sessions séparées par une semaine au moins 3 enregistrements par session	Kadaba (chapitre 1, § 2.2)	Paramètres spatio-temporels Cinématique cheville genou hanche bassin	CV pour les paramètres spatiotemporels CMC pour le cinématique	CV : intrasession < 3.8+/-1.4% pour le pourcentage de phase oscillante, intersession < 6.1+/-7.1% pour la vitesse CMC : Intrasession >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 Amélioration proposée : recalage des courbes entre session en retirant la moyenne de la courbe => tous les CMC >0.8 sauf bassin dans le plan sagittal
(Stolze et al. 1998)	Répétabilité intra et inter session	12 enfants 12 adultes	2 sessions séparées d'une ou deux semaines 15 à 20 cycles par session	Semelles avec contacteurs	Paramètres spatiotemporels	CV Test t entre les moyennes des deux sessions pour l'ensemble du groupe Coefficient de corrélation de pearson pour chaque paramètre entre les deux sessions Coefficient de corrélation intraclasse	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 et al. 2000)	Répétabilité intra et inter session	15 enfants sains 15 enfants IMC	3 sessions séparées par une semaine 5 enregistrements par session	Kadaba	Paramètres spatiotemporels Cinématique cheville genou hanche bassin	CV pour les paramètres spatiotemporels CMC pour la cinématique	Résultats enfants sains CV : intrasession < 5.2+/-3.1% pour la vitesse intersession < 8.0+/-2.3% pour la vitesse CMC : Intrasession > 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 les enfants IMC les résultats sont du même ordre de grandeur sauf pour le bassin dans le plan sagittal qui obtient un meilleur CMC
(Besier et al. 2003)	Répétabilité inter examinateur et inter session	10 adultes	Même jour 3 sessions : 2 examinateur le matin 1 des 2 l'après midi 6 enregistrements par session	2 protocoles pour chaque session : -1 : utilisation de marqueurs collés -2 : méthode fonctionnelle pour l'axe du genou	Cinématique cheville genou, hanche	CMD Erreur systématique entre 2 sessions = moyenne des écarts sur les n échantillons ANOVA sur les CMD avec facteurs protocole et examinateur	Pas de différence significative entre les protocoles ou les examinateurs ni d'interactions CMD > 0.8 dans le plan sagittal et pour la hanche dans le plan frontal

Ces études utilisent des outils statistiques pour quantifier la répétabilité. On distingue les outils adaptés à l'étude de paramètres isolés et ceux permettant d'évaluer la ressemblance des courbes d'évolution de paramètres angulaires au cours du temps. Pour les paramètres isolés la plupart des études utilisent le coefficient de variation ( $CV = \text{écart type} / \text{moyenne en } \%$ ). En deça de 12.5%, la variabilité peut être considérée comme non significative (White et al. 1999). Pour l'étude des courbes, l'outil le plus utilisé est le coefficient de corrélation multiple CMC (racine carré du coefficient de détermination multiple CMD). Plus ce coefficient est proche de 1 plus les courbes sont semblables (Kadaba et al. 1989).

### **3 Synthèse**

Ce chapitre a permis de faire le point sur les matériels et méthodes utilisés actuellement en analyse cinématique de la marche et de préciser les limites rencontrées. Malgré les différentes sources d'incertitudes relevées au paragraphe 2.3, la répétabilité globale des protocoles d'analyse de la marche pour une même session ou entre deux sessions restent acceptables et en tout état de cause peut être quantifiée pour un protocole donné de façon à interpréter correctement les résultats de comparaison de différents examens.

Cette analyse de la littérature nous a permis de dégager les outils les plus appropriés pour mettre en place un protocole d'analyse cinématique de la marche et de faire la synthèse des méthodes nécessaires à l'évaluation de ce protocole.



## Chapitre 2 *Etude bibliographique sur l'analyse dynamique de la marche*

Par définition, la cinématique est l'étude des mouvements sans tenir compte des causes qui les produisent. Si on s'intéresse à ces causes, on entre dans le domaine de la dynamique. Le principe fondamental de la dynamique lie la cinématique d'un solide aux actions mécaniques appliquées sur ce solide. L'application de ce principe fondamental à un solide fait intervenir la répartition des masses du solide, l'accélération de son centre de gravité et l'accélération angulaire du solide.

Dans le cadre de l'analyse de la marche, nous avons mis en place une modélisation du corps humain en solides rigides. Le principe fondamental de la dynamique peut donc théoriquement s'appliquer à tout ou partie de ce système nous permettant de calculer des torseurs d'actions mécaniques en différents points du système.

La première partie de cette revue concerne les méthodes permettant d'obtenir l'ensemble des données nécessaires à l'application du PFD. La deuxième partie présente les applications de la dynamique en analyse de la marche relevées dans la littérature.

### 1 Méthodes d'analyse dynamique

Pour réaliser une analyse dynamique de chaque segment rigide  $S_i$ , il faut faire un bilan des actions mécaniques qui s'exercent sur ce segment.

Pour chaque segment  $S_i$ , on a :

- l'action mécanique de la pesanteur  $[pesanteur \rightarrow S_i]_{G_i}$  exercée en  $G_i$  centre de gravité du segment et définit par le torseur :  $\left\{ \begin{array}{c} m_i \vec{g} \\ \vec{0} \end{array} \right\}_{G_i}$
- l'action mécanique intersegmentaire (ou articulaire) du segment sous-jacent  $[S_{i-1} \rightarrow S_i]_{C_i}$  exercée en  $C_i$  centre articulaire liant le segment  $S_{i-1}$  au segment  $S_i$
- l'action mécanique intersegmentaire (ou articulaire) du segment sus-jacent  $[S_{i+1} \rightarrow S_i]_{C_{i+1}}$  exercée en  $C_{i+1}$  centre articulaire liant le segment  $S_i$  au segment  $S_{i+1}$

D'après le principe fondamental de la dynamique, la somme des torseurs de ces actions mécaniques en un point P quelconque est égale au torseur dynamique du solide en ce même point.

$$\{D(S_i / Ro)\}_P = [pesanteur \rightarrow S_i]_P + [S_{i-1} \rightarrow S_i]_P + [S_{i+1} \rightarrow S_i]_P$$

Le torseur dynamique du solide  $S_i$  par rapport au repère  $Ro$  exprimé en P est défini comme suit :

$$\{D(S_i / Ro)\}_P = \left\{ \begin{array}{l} \overrightarrow{\delta_P(S_i / Ro)} = \underbrace{\frac{d^{Ro}(I(G_i, S_i)\overrightarrow{\Omega}(S_i / Ro))}{dt}}_1 + \underbrace{PG_i \wedge m_i \overrightarrow{\Gamma}(G_i / Ro)}_2 \end{array} \right\}$$



Pour chaque solide, on peut décomposer le moment dynamique en un point quelconque en deux parties :

- 1- moment dynamique en G de rotation du solide
- 2- moment dynamique résultant de la translation du solide en P (la masse totale du solide étant concentrée au centre de gravité)

Pour chaque segment, on va chercher à expliciter les différents termes du bilan. Au chapitre 1, les méthodes d'obtention de la cinématique des segments ont été présentées. A partir de ces informations nous allons déterminer les éléments de dynamique nécessaires au calcul. On cherchera alors à calculer les actions mécaniques pour chaque segment. A ce titre, les méthodes décrites dans ce chapitre sont dénommées méthodes de dynamique inverse par opposition à la dynamique directe qui consiste à déduire la cinématique des efforts appliqués au système.

### **1.1 Mesure des actions mécaniques du sol sur le pied**

En règle générale, les actions mécaniques intersegmentaires entre les segments ne sont pas connues. Pour le segment pied, extrémité du corps, on aura un segment sus-jacent le tibia mais pas de segment sous-jacent. Cependant, au cours de la phase d'appui, le pied est en contact avec le sol et il s'exerce donc une action mécanique de contact du sol sur le pied. La particularité de cette action mécanique est qu'elle est mesurable. Pour cela, on utilise des plateformes de force sur lesquelles le sujet vient exercer son appui. Les plateformes utilisées en analyse de la marche sont de deux types : les plateformes à jauges de déformation adaptées pour l'étude de la marche et les plateformes piézoélectriques dont la fréquence d'acquisition peut être beaucoup plus élevée et donc adaptées pour l'étude de la marche comme de la course. Les plateformes de force mesurent le torseur d'actions mécaniques exercé par le pied sur le sol, c'est-à-dire 6 composantes : trois efforts et trois moments en un point défini par le constructeur autour des axes d'un repère lié à la plateforme. Les données issues de la plateforme permettent donc d'obtenir le centre de pression, barycentre des composantes normales, calculé comme le point où les moments autour des axes appartenant au plan de la plateforme sont nuls. Concernant la précision des données fournies par les plateformes de force, nous avons relevé 8 études réalisant une détermination partielle de l'incertitude de mesure. Le Tableau 8 présente une synthèse des grandeurs évaluées dans la littérature. La plupart des études concernent des plateformes à jauges piézoélectriques. Une seule étude (Hall et al. 1996) présente un dispositif permettant d'appliquer des efforts dans le plan et propose une évaluation pour les moments au centre du plateau. Le paramètre le plus souvent évalué est le centre de pression (Bobbert and Schamhardt 1990), (Middleton et al. 1999), (Chockalingam et al. 2002), (Holden et al. 2003) et (Verkerke et al. 2005). Les ordres de grandeurs d'incertitude sur l'ensemble du plateau sont les mêmes pour ces différentes études (soient entre 10 et 20 mm environ). On note que la précision au centre du plateau est toujours meilleure que sur les bords.

**Tableau 8 : Etude sur la précision des plateformes de force (CoP : centre de pression)**

Etude	Objectifs	Matériel	Grandeurs Testées	Condition (Statique / Dynamique)	Dispositif expérimental	Propriétés Testées	Résultats
(Bobbert and Schamhardt 1990)	Précision position CoP en fct du point d'application de la force	Plate-forme KISTLER / capteurs piézo-électriques	Fz (0-2000N) et CoP (117 positions)	Statique et Dynamique	Plaque en Alu percée en 117 positions et stylet	Précision, en différent point de la plateforme	Fz : 1.6% au max cop : -20/+20 mm indépendant de Fz dépendant de la position (faible au centre du plateau, importante aux bords) précision dynamique équivalente à statique correction proposée pour les cop
(Hall et al. 1996)	Protocole de calibrage pour plates-formes	Plate-forme KISTLER / capteurs piézo-électriques	Fz (0-1250N) Mx (+/- 50 Nm), My (+/-75 Nm), Fx (+/-500N), Fy (+/-300N), Mz(+/- 50Nm) contrôlées à $50.10^{-6}$ près	Statique	9 points d'application - - masses calibrées application ponctuelle par un dispositif spécial - - dispositif à poulies	Intéraction entre les composantes	Calcul de la matrice d'interaction pour les différentes composantes
(Middleton et al. 1999)	Précision du CoP	Plate-forme KISTLER / capteurs piézo-électriques	CoP (-250/+250mm) contrôlé par Venier à 0.05 mm près pour un effort de 300N environ	Statique	dispositif de positionnement d'une masse - Modèle de pieds en acier symbolisant les pieds du patient	Précision pour des mesurages successifs puis en fonction de la position	Répétabilité inférieure à 1mm pour des mesurages successifs La précision diminue quand on s'éloigne du centre - moyenne des erreurs maxi pour erreur = 11.6 (x=0 ;y=250) ; pour erreur = 6.2 (x=150,y=0) (certaines positions extrêmes ne sont pas testées)
(Schmiedmay er and Kastner 1999)	Mise en place d'une correction analytique	Plate-forme KISTLER / capteurs piézo-électriques	CoP	Statique	Étude théorique seulement	Précision	Formule analytique de correction pour plates-formes Modèle 2D cohérent. Modèle 3D contestable sur petit axe

Etude	Objectifs	Matériel	Grandeurs Testées	Condition (Statique / Dynamique)	Dispositif expérimental	Propriétés Testées	Résultats
(Schmiedmay er and Kastner 2000)	Influence de la distribution de la charge	Plate-forme KISTLER / capteurs piézo-électriques	CoP	Statique	Etude théorique avec un effort ponctuel puis un effort distribué	Précision	Les erreurs dépendent de la distribution des charges
(Chockalingam et al. 2002)	Technique pour calibrer les plateformes	Plate-forme AMTI / Jauges de déformation	CoP : surface complète de la plateforme (464*508 mm) avec un effort de 0 à 250N vertical- ordre de grandeur des efforts transversaux 40N	Dynamique	papier millimétré quadrillé en 156 points collé sur la plateforme et stylet placé dans différentes directions au cours de la mesure	Précision	La précision de la détermination du centre de pression dépend de l'effort appliqué et de la localisation Cartographie des efforts nécessaires pour avoir une précision inférieure à 3 mm sur la surface de la plateforme (de 50 à 110 N)
(Holden et al. 2003)	Procédure combinant plateformes et capture d'images	Plate-forme AMTI / Jauges de def. Système de 6 caméras	CoP et orientation de la force appliquée	Statique et Dynamique	Barre munie de marqueurs agissant sur une planche	Précision	amplitude des erreurs sur cop x : -21 à 17.8 mm amplitude des erreurs sur cop y : -23.9 à 18.5 mm
(Verkerke et al. 2005)	Étude de la marche	Plate-forme / Jauges de déformation intégré dans un tapis roulant	Fz (250 N) et CoP	Dynamique	Tapis roulant	Précision	Fz 2.5% d'erreur au plus cop : 6mm en y, 20 mm en x

## 1.2 Géométrie des masses

La géométrie des masses va intervenir à deux niveaux :

- pour le calcul du torseur de pesanteur sur le segment
- pour le calcul du torseur dynamique du segment

Les données nécessaires à ces calculs sont en effet la masse du segment, la position du centre de gravité dans un repère local lié au segment, la matrice d'inertie du segment dans ce repère local. Ces grandeurs sont désignées sous le nom de paramètres d'inertie segmentaires (PIS). L'obtention de ces grandeurs à chaque instant se fera dès lors qu'on connaît la position du repère local à chaque instant. Ainsi, on doit connaître la relation entre le repère local utilisé pour le calcul des PIS et les repères anatomiques utilisés en cinématique (dont on connaît la position à chaque instant dans le repère de référence lié au laboratoire).

Il existe deux façons d'obtenir les paramètres d'inertie segmentaires : soit par la mesure directe de ces paramètres, soit par le calcul en utilisant un modèle prédictif.

### 1.2.1 Mesures des paramètres d'inertie segmentaires

Les premières études concernant la mesure des paramètres d'inertie segmentaire ont été réalisées sur des cadavres (Dempster 1955; Clauser et al. 1969; Chandler et al. 1975). Par différentes méthodes de mesure mécanique, ces études ont permis d'obtenir les centres de gravité, masses, volumes et inerties de chaque segment pour les individus examinés. Elles ont aussi permis de déterminer des densités moyennes pour les différents segments (prenant en compte l'ensemble des tissus constituant le segment) ainsi que des densités propres à chaque tissu. D'autres études ont cherché à déterminer les PIS sur des sujets vivants (McConville and Churchill 1980; Young and Chandler 1983) en utilisant la stéréophotogrammétrie pour calculer la géométrie des différents segments. Une hypothèse de densité constante permet alors d'estimer les différents paramètres d'inertie segmentaires. Avec l'évolution des procédés d'imagerie, des techniques de mesures des volumes des segments et des proportions des différents tissus les constituant, ont été mises au point plus récemment. Elles permettent de mesurer les paramètres inertiels in vivo. L'IRM (Cheng et al. 2000) ou le système EOS (Dumas et al. 2005) par exemple permettent d'accéder à la géométrie personnalisée des segments et à la proportion des différents tissus. Cependant, les auteurs utilisent des valeurs de densités pour ces tissus obtenues par des études cadavériques. L'utilisation des rayons gamma (Zatsiorsky and Seluyanov 1983) ou de la DXA (Durkin and Dowling 2003; Ganley and Powers 2004) permet d'accéder à la densité des tissus des différents segments. L'atténuation des rayons dans ces deux cas est liée à la masse de l'élément. L'inconvénient majeur de ces techniques est l'irradiation qu'elle impose au sujet. Le Tableau 9 synthétise les études qui concernent la mesure des paramètres inertiels segmentaires.

**Tableau 9 : Etudes sur la mesure des paramètres d'inertie segmentaire**

Auteurs	Echantillon	Age	Techniques de mesure	Tissus différenciés	Nombre de segments	Paramètres évalués
(Dempster 1955)	8 cadavres d'hommes	68.5 ans (+/-11 ans)	Balance, pendule, immersion, planche de réaction	peau, tissu adipeux, muscle, os et tissu articulaire, organes (sur un cadavre)	27	24 circonférences 19 mesures en position couchée 21 mesures au pied à coulisse Masse – Volume – Densité moyenne et densité des tissus Centre de masse Inerties autour du centre de gravité
(Clauser et al. 1969)	13 cadavres d'hommes	49.3 ans (+/- 3.8 ans)	Balance, pesée hydrostatique, fluoroscopie, radiographie, palpation, balance de Swearingen		14	99 mesures anthropométriques Masse Volume Centre de masse dans le plan sagittal densité moyenne
(Chandler et al. 1975)	6 cadavres d'hommes	54.3 ans (45-65 ans)	Palpation, Rayons X, fluoroscopie, balance, suspension, pendule, immersion		14	116 paramètres anthropométriques Moments d'inertie dans le repère anatomique Centre de masse dans le repère anatomique Masse – Volume – densité moyenne
(McConville and Churchill 1980)	31 hommes		Stéréophotogrammétrie			87 mesures anthropométriques Volume Position du centre volumique Moments et axes d'inertie principaux
(Young and Chandler 1983)	46 femmes	21-45 ans	Stéréophotogrammétrie (83 points)		17	92 mesures anthropométriques 83 points anatomiques Volume Position du centre volumique axes et moments principaux
(Zatsiorsky and Seluyanov 1983)	100 garçons, 15 filles jeunes athlètes	garçons : 24 ans filles : 19 ans	Rayons gamma		14	67 mesures anthropométriques Densité par segment Masse Centre de masse Rayons de gyration autour des axes antéropostérieur, transverse et longitudinal

Auteurs	Echantillon	Age	Techniques de mesure	Tissus différenciés	Nombre de segments	Paramètres évalués
(Durkin and Dowling 2003)	100 volontaires répartis en 4 groupes selon le sexe et l'âge	groupe 1 : hommes 23 ans (1.88) groupe 2 : 22 ans (2.87) groupe 3 : 68.5 ans (6.81) groupe 4 : 66.5 ans (7.79)	DXA		10	Masse Longueur Centre de masse Moment d'inertie sagittal Rayon de gyration sagittal
(Cheng et al. 2000)	8 hommes	26 ans (4)	IRM	os, muscle, viscère ; poumon (densités issues de la littérature)	14	Centre de masse Masses Moments d'inertie principaux
(Ganley and Powers 2004)	10 hommes et 10 femmes	23-50 ans	DXA	os, tissus gras, tissus maigres (atténuation différente)	6 (membre inférieur)	Cartographie de la distribution des masses dans le plan frontal Centre de masse, masse, moment d'inertie sagittal
(Dumas et al. 2005)	8 hommes et 8 femmes	h : 27 (4) f : 26 (5)	EOS	os, tissus mous (densité de White)	1 (cuisse) – repère de Dempster	Masse Centre de masse Tenseur d'inertie

### 1.2.2 Modèle prédictif

La mesure directe est cependant très lourde et ne peut être envisagée systématiquement. C'est pourquoi plusieurs auteurs définissent des modèles prédictifs en recherchant des équations de régression entre les paramètres inertiels des segments et des paramètres caractéristiques anthropométriques de ces segments mesurés sur une population donnée. Deux types de modèle ont été développés dans la littérature.

- Modèle proportionnel :

Dans le cas du modèle proportionnel, les relations observées sur une population spécifique pour laquelle auront été déterminés à la fois les paramètres inertiels et des mesures anthropométriques pour chaque segment sont étendues à une population plus large.

Ces modèles ont l'avantage de nécessiter peu de mesures sur le sujet. En effet, des relations de proportionnalité sont identifiées notamment entre

- la masse de chacun des segments et la masse totale
- la position du centre de gravité par rapport à une extrémité clairement défini du segment et la longueur du segment
- le rayon de gyration et la longueur du segment

Le rayon de gyration est ensuite utilisé pour calculer les composantes de la matrice d'inertie autour des trois axes du repère local du segment.

Les modèles proportionnels les plus utilisés sont celui de Clauser (Clauser et al. 1969) avec les ajustements de Hinrichs (Hinrichs 1985) et celui de Zatsiorsky (Zatsiorsky and Seluyanov 1983) avec les ajustements de De Leva (De Leva 1996).

- Modèle géométrique :

Les modèles géométriques sont un peu plus complexes. Ils utilisent une modélisation géométrique plus ou moins simple pour chaque segment et les densités moyennes provenant des études cadavériques pour chaque segment. Les dimensions des modèles géométriques sont personnalisées par des mesures anthropométriques réalisées sur le sujet d'après un protocole précis. On obtient ainsi le volume, la masse, le centre de gravité dans le repère local de l'élément géométrique et la matrice d'inertie dans ce même repère local.

Parmi les modèles géométriques les plus simples, Whitsett (Clauser et al. 1969) propose un modèle composé de sphères, cylindres, ellipsoïdes, troncs de cônes et parallélépipèdes rectangles. 14 segments sont ainsi décrits. Yeadon (Yeadon 1990) propose une modélisation de la jambe par 5 cônes non circulaires tronqués. Pour l'ensemble du corps ils utilisent des formes géométriques appelées stades qui lui permette

de décrire de 20 à 40 tranches pour l'ensemble du corps à partir de 95 mesures anthropométriques. Zatsiorsky (Zatsiorsky and Seluyanov 1990) propose également un modèle géométrique. Chaque segment est défini par un cylindre. Des coefficients correcteurs issus des données obtenus à partir de la méthode par rayons gamma (chapitre 2, §1.2.1) permettent de calculer l'ensemble des PIS.

Jensen introduit la modélisation par tranches elliptiques de 2 cm d'épaisseur. 16 segments corporels sont définis. Enfin, Hatze (Hatze 1980) propose un modèle formé de 17 segments corporels dont la géométrie est décrite à partir de 242 mesures anthropométriques. Le nombre de mesures dépend directement du degré de précision que l'on souhaite atteindre dans le calcul de ces paramètres inertiels.

- Comparaison des deux modèles

Les deux types de modèles ont été comparés sur les mêmes sujets notamment par Durkin (Durkin and Dowling 2003) qui utilise la mesure par DXA comme référence. La meilleure prédiction n'est pas toujours obtenue par la même méthode en fonction du sexe, de l'âge et du segment concerné. Cette étude met en tout cas en évidence les lacunes de modèles basés sur des mesures réalisées sur un groupe de sujets dont les caractéristiques diffèrent beaucoup des sujets étudiés.

Zatsiorsky (Zatsiorsky and Seluyanov 1990) compare les paramètres d'inertie du corps entier (masse, centre de gravité) de 100 hommes et 15 femmes en utilisant ses équations de régression d'une part et sa modélisation géométrique d'autre part. Il conclut que la seconde méthode est 1.5 fois plus précise que la première. Pour évaluer la précision des paramètres segmentaires, il compare les résultats de la modélisation géométrique avec les résultats de la mesure par la méthode avec rayons gamma pour 20 sujets. L'erreur sur les masses des segments est faible (inférieur à 5%) tandis que l'erreur sur le moment d'inertie suivant l'axe longitudinal peut atteindre 30%.

Kingma (Kingma et al. 1996) a également comparé les résultats d'un modèle proportionnel et d'un modèle géométrique. Il étudie la répercussion de ces modèles sur le calcul de différents efforts et moments dont la valeur de référence est connue grâce à la mesure (voir chapitre 2, § 1.4.2). Il observe une meilleure adéquation des résultats avec la mesure pour le modèle géométrique.

### **1.3 Champs des vitesses et accélérations des solides**

Nous avons vu lors de l'écriture du principe fondamental pour un segment quelconque que l'accélération du centre de gravité du segment et la vitesse angulaire du segment intervenaient dans la formulation. Nous avons donc recherché les différents moyens utilisés dans la littérature pour accéder à ces grandeurs.



### 1.3.1 Mesure de l'accélération par accéléromètre

- Champ d'accélération d'un solide

L'accès direct à l'accélération d'un point d'un solide peut se faire en la mesurant à l'aide d'un accéléromètre triaxial. Cette mesure nécessite toutefois de pouvoir placer physiquement l'accéléromètre au point d'intérêt. Or, ce n'est pas toujours possible lorsque le point est situé à l'intérieur du solide (comme c'est le cas pour le centre de gravité). Dans ce cas, il nous faut connaître le champ d'accélération du solide pour pouvoir en déduire l'accélération de chacun de ces points. Il existe en effet une relation entre les accélérations de deux points d'un solide, la vitesse et l'accélération angulaire du solide et le vecteur liant les deux points considérés. Cette relation est la suivante :

$$\overrightarrow{\Gamma(O/Ro)} = \overrightarrow{\Gamma(A/Ro)} + \overrightarrow{\Omega(Rc/Ro)} \wedge (\overrightarrow{\Omega(Rc/Ro)} \wedge \overrightarrow{AO}) + \frac{d^{Ro} \overrightarrow{\Omega(Rc/Ro)}}{dt} \wedge \overrightarrow{AO}$$

Pour connaître l'ensemble du champ d'accélération, 3 accéléromètres triaxiaux (9 composantes) par solide sont nécessaires pour calculer les 9 inconnues du système définissant le champ d'accélération d'un solide.

- Mesure de l'accélération de points du corps

L'utilisation d'accéléromètres en analyse de la marche est assez récente. L'apparition des premiers accéléromètres piézorésistifs à coût modéré a permis leur utilisation dès 1991 (Evans et al. 1991). Depuis les accéléromètres sont de plus en plus utilisés dans la littérature. Cependant, la plupart des études ne s'intéressent pas à la détermination du champ d'accélération des segments mais à la mesure de l'accélération de points particuliers et à la détermination de paramètres spatio-temporels à partir de cette accélération (Menz et al. 2003; Zijlstra and Hof 2003; Kavanagh et al. 2004; Moe-Nilssen and Helbostad 2004). La répétabilité des mesures accélérométriques a été évaluée dans plusieurs études (Kavanagh et al.; Henriksen et al. 2004). Certains auteurs cherchent à accéder au mouvement du centre de gravité en approximant la position de celui par celle d'un point fixe de la colonne lombaire (Meichtry et al.; Moe-Nilssen 1998).

En effet, la miniaturisation des composants électroniques permet aujourd'hui de proposer des systèmes totalement embarqués de mesure de l'accélération. Les mesures peuvent ainsi être stockées au cours des activités quotidiennes des patients et notamment lors de la marche sur des terrains accidentés. Ces études complètent ainsi les études classiques d'analyse de la marche réalisée en laboratoire sur sol plat. Mayagoitia (Mayagoitia et al. 2002) propose notamment une méthode utilisant les mesures de 4 accéléromètres uniaxiaux et d'un gyroscope pour le segment cuisse et le segment jambe. Il détermine ainsi la cinématique du membre inférieur qu'il compare avec celle obtenue à partir d'un système optoélectronique. Son analyse est toutefois limitée au plan sagittal mais la comparaison entre les deux méthodes à partir du calcul du CMC (chapitre 1, § 2.4.2) montre que les courbes obtenues ont la même allure.

En ce qui concerne l'analyse des accélérations destinées à alimenter des modèles en dynamique inverse, Van den Bogert (van den Bogert et al. 1996) propose une méthode de détermination des torseurs intersegmentaires à partir de mesures accélérométriques. Cependant, le nombre d'accéléromètres nécessaires par segment rend cette technique trop coûteuse à mettre en oeuvre pour l'ensemble du corps. Zijlstra (Zijlstra and Bisseling 2004) présente également une méthode de calcul de moment à partir de l'utilisation de capteurs accélérométriques et gyroscopiques. Son protocole très simple (2 accéléromètres triaxiaux et 2 gyroscopes uniaxiaux) lui permet d'obtenir le moment au centre de la hanche dans le plan frontal uniquement et seulement au cours de la phase de simple appui. La comparaison avec le moment obtenu à partir de mesures cinématiques et cinétiques montre que l'évolution des deux moments ainsi obtenus est semblable mais que la mesure accélérométrique amène à surestimer un peu ce moment. L'avantage indéniable de ce protocole est la possibilité d'enregistrer un grand nombre de cycle.

Malgré tout, la mesure par accéléromètre reste la technique de référence pour l'obtention des accélérations des points d'un solide. Elle peut donc permettre de valider d'autres techniques d'obtention des accélérations. Le choix d'un accéléromètre dépend de l'ordre de grandeur des accélérations à mesurer et de la fréquence des signaux enregistrés. L'analyse de la littérature montre que les accéléromètres piézorésistifs sont les plus adaptés à l'utilisation en analyse de la marche. Les auteurs mesurent l'accélération de points du bassin, du tronc, de la tête (Moe-Nilssen 1998; Menz et al. 2003; Henriksen et al. 2004; Kavanagh et al. 2004) et parfois de la cuisse et de la jambe (Kavanagh et al.; Mayagoitia et al. 2002). Ces accélérations sont inférieures  $5 \text{ m/s}^2$  pour les points situés sur le haut du corps. Elles peuvent atteindre  $10 \text{ m/s}^2$  pour la cheville. La mesure se heurte toutefois à des difficultés techniques.

En effet, l'accélération fournie par l'accéléromètre est exprimée dans le repère propre de ce dernier. Si on s'intéresse à la mesure de l'accélération dans un repère global lié au sol, un changement de repère sera nécessaire. Pour pouvoir l'effectuer, il nous faut donc connaître à tout instant la position du repère local lié à l'accéléromètre dans l'espace global. Plusieurs auteurs proposent des hypothèses simplificatrices sur le mouvement de l'accéléromètre au cours de la marche (Kavanagh et al.; Menz et al. 2003; Zijlstra and Hof 2003). Moe Nilssen (Moe-Nilssen 1998) développe une méthode plus complexe pour déterminer l'inclinaison de l'accéléromètre. L'utilisation d'un autre système de mesure (système optoélectronique notamment) peut également être associé pour connaître précisément la position du repère accéléromètre par rapport au repère global et donc de s'affranchir de ces hypothèses simplificatrices.

L'autre difficulté est de fixer rigidement l'accéléromètre au segment d'intérêt. Les auteurs proposent différents systèmes pour attacher l'accéléromètre mais dans tous les cas un biais est introduit par ces systèmes car la liaison avec le corps n'est jamais complète.

### 1.3.2 Calcul de l'accélération d'un point par double dérivation

Une alternative à la mesure accélérométrique est le calcul de l'accélération par double dérivation du vecteur position d'un point. Il nous suffit de connaître la position dans l'espace du point au cours du temps pour pouvoir ainsi calculer son accélération. Nous avons vu au chapitre 2 § 1.2 comment obtenir la position

du centre de gravité des segments dans un repère local lié au segment. Il nous suffit de connaître la position de ce repère à tout instant dans l'espace de mesure pour calculer le vecteur position du centre de gravité dans le repère global.

La principale difficulté provient du bruitage important des données produites par la mesure par système optoélectronique. En effet, ce bruit de mesure sera amplifié par la dérivation numérique. Ainsi, sans précaution particulière, le signal une fois dérivé est inexploitable. De nombreux auteurs se sont penchés sur la question de la dérivation des signaux issus de ce type de mesure et de nombreuses techniques de filtrage et de dérivation ont été développées. Dès 1977, Pezzack (Pezzack et al. 1977) s'intéresse à l'évaluation de trois techniques de filtrage et de dérivation de données provenant d'une mesure par caméra. Il met en place un dispositif expérimental composé d'un bras en acier en rotation dans un plan horizontal. La position angulaire 2D est enregistré par une caméra et par un potentiomètre. Les trois techniques évaluées pour obtenir l'accélération sont une méthode de différences finies d'ordre 2 sans filtrage préalable, une approximation par polynômes de Chebichev d'ordre 6 à 16 dérivée deux fois, une méthode de différences finies du premier ordre après filtrage par un filtre de Butterworth récursif avec une fréquence de coupure de 7 et 9 Hz. Le signal de référence provient de la mesure de l'accélération de l'extrémité du bras par un accéléromètre piézorésistif à 300 Hz. La comparaison reste qualitative mais la méthode par filtrage de Butterworth semble donner les meilleurs résultats.

En 1982, Lanshammar (Lanshammar 1982) met en évidence que la qualité des données de Pezzack (précision de 0.0013 rad) ne permet pas d'évaluer correctement les techniques de filtrage. Il propose un jeu de données bruitées à partir des mesures de Pezzack (écart type du bruit : 0.006 rad). Ce jeu de données est utilisé par de nombreux auteurs pour évaluer les techniques suivantes : approximation par polynômes au sens des moindres carrées, ondelettes (Ismail and Asfour 1999), spline, série de Fourier, filtre digital et différences finies (Vint and Hinrichs 1996). Des techniques permettant de gérer les erreurs aux extrémités (duplication, extrapolation, réflexion) sont également testées sur ces données (Smith 1989; Vint and Hinrichs 1996; Giakas et al. 1997). Giakas (Giakas and Baltzopoulos 1997) propose également un jeu de données obtenu à partir de la mesure des coordonnées de 8 marqueurs (soit  $8 \times 3$  coordonnées : 24 signaux). Ces signaux sont bruités avec 30 niveaux de bruits de 2 types. On aboutit donc à un jeu de 1440 signaux. Giakas évalue sur ces données 6 méthodes de filtrage automatique et teste différentes séquences de filtrage et différentes fréquences de coupure de filtres digitales. Alonso (Alonso et al. 2005) reprend ces données pour évaluer une nouvelle méthode de filtrage basée sur l'analyse spectrale singulière du signal et proposé par Golyandina (Golyandina and Stepanov 2005). Giakas (Giakas et al. 2000) et Alonso (Alonso et al. 2005) reprenne également des données provenant d'une expérience proposée par Dowling en 1985. Un pendule rotatif est soumis à un impact sur un support non rigide. Les déplacements et accélérations sont relevés à 512 Hz.

Malgré cette cohérence dans les données utilisées, la comparaison des études est rendue difficile par l'utilisation d'indicateurs différents pour comparer les techniques. La technique par filtrage de Butterworth et différences finies est identifiée comme la méthode de référence et donne des résultats satisfaisants. La

simplicité de sa mise en oeuvre par rapport à des méthodes comme les ondelettes ou les fonctions de Wigner (Giakas et al. 2000) est un atout. Par contre, le choix de la fréquence de coupure nécessite une analyse des puissances spectrales contenues dans le signal de départ. Giakas (Giakas and Baltzopoulos 1997) montre qu'une procédure en deux étapes (filtrage, dérivation, filtrage de la dérivée à une fréquence plus faible, dérivation) est optimale par rapport à une méthode de dérivation double avec un seul filtrage des données. D'après les travaux de Smith (Smith 1989), Vint (Vint and Hinrichs 1996) et Giakas (Giakas et al. 1997), il paraît essentiel de tronquer le signal après dérivation ou d'utiliser une technique pour améliorer le calcul de la dérivée aux extrémités du signal.

L'ensemble des études citées précédemment utilise des données mesurées pour un mouvement simple et parfaitement maîtrisé. Au contraire, l'étude de Mayagoitia (Mayagoitia et al. 2002) compare l'accélération linéaire du centre du genou et l'accélération angulaire du tibia obtenue d'une part à partir des mesures par un système optoélectronique et d'autre part à partir des mesures accélérométriques et gyroscopiques. Il lisse ses données en utilisant un filtre de Butterworth du 6<sup>ème</sup> ordre avec une fréquence de coupure de 3Hz. Il ne mène la comparaison que dans le plan sagittal, mais il montre que le RMS des écarts entre les deux techniques est inférieur à 6% pour l'accélération angulaire et 15% pour l'accélération linéaire.

### 1.3.3 Vitesse et accélération angulaires d'un solide

Le calcul de la vitesse angulaire d'un solide à partir des données cinématiques nécessite quelques précautions. En effet, il ne suffit pas de dériver les angles provenant du calcul par décomposition de la matrice de passage entre le repère global et le repère local du segment.

Deux méthodes sont utilisables. La première décrite par Doriot (Doriot 2001) (généralisant le concept développé par Legnani (Legnani et al. 1996)) est explicitée en annexe II.

La deuxième utilisée par Yeadon (Yeadon 1990) s'appuie sur la relation de composition des vitesses angulaires et est également présentée en annexe II.

## 1.4 Principe fondamental de la dynamique

### 1.4.1 Formalismes utilisés pour l'application du principe fondamental de la dynamique

Les différents termes obtenus aux paragraphes précédents permettent d'appliquer le principe fondamental de la dynamique au système corps entier ou à tout sous système le composant. Nous avons vu en introduction les deux équations du principe fondamental de la dynamique en résultante et en moment appliqué à un segment quelconque exprimé sous forme torsorielle.

Dans la plupart des études de la littérature (Apkarian et al. 1989; Allard et al. 1996; Krabbe et al. 1997; Marin 2000; Gregersen and Hull 2003), le calcul des efforts et des moments se fait séparément.

La relation concernant les résultantes est exprimée dans le repère global de mesure. L'effort à l'extrémité proximale est obtenu en connaissant l'effort à l'extrémité distale ainsi que le poids du segment et l'accélération linéaire de son centre de masse dans ce repère de mesure. Au contraire, l'application de la relation en moments se fait dans le repère local du segment. Dans ces études, l'hypothèse faite est que le repère local du segment (repère anatomique) est assimilé au repère d'inertie principal du segment. Pour effectuer le calcul, on doit connaître les efforts aux extrémités distale et proximale transformés dans le repère local à partir de leur valeur dans le repère global de mesure (obtenu lors du calcul des résultantes), le moment à l'extrémité distale (calculé lors de l'itération précédente et transformé pour avoir ses composantes dans le repère local du segment sus-jacent) ainsi que le moment dynamique du segment dans le repère local. Pour ce dernier terme, les vitesses et accélérations angulaires sont obtenues à partir des angles cardaniques provenant de l'analyse cinématique (voir chapitre 2 § 1.3.2).

Cette méthode itérative permet de calculer les efforts et les moments intersegmentaires (ou articulaires) pour chaque segment isolé du corps à partir des torseurs des actions mécaniques extérieures appliquées sur le corps et de la cinématique des segments. Les limites de cette méthode sont le nombre important de changement de repère nécessité au cours du calcul, l'hypothèse d'un repère d'inertie principal confondu avec le repère anatomique local et l'utilisation des angles cardaniques (dont les valeurs dépendent de la séquence choisie : voir chapitre 1 § 1.3.3) pour le calcul des vitesses et accélérations angulaires.

Récemment, d'autres formalismes ont été proposés. Dumas (Dumas et al. 2004) présente une méthode générique basée sur l'utilisation de la notation torsorielle pour le calcul du torseur d'actions mécaniques proximal appliqué à un segment selon les équations présentées en introduction de ce paragraphe. Il propose également l'utilisation de l'algèbre des quaternions pour calculer les vitesses et accélérations angulaires des segments. L'ensemble des calculs se fait dans le repère global de mesure. Le seul changement de repère intervient en fin de calcul pour exprimer les efforts et les moments dans les repères locaux des segments dans un souci de permettre l'interprétation clinique.

De même, Doriot (Doriot 2001) décrit l'application du formalisme proposée par Legnani (Legnani et al. 1996; Legnani et al. 1996) au calcul de dynamique au cours de la marche. Ce calcul entièrement matriciel est mené dans le repère global. Les vitesses angulaires sont obtenues dans le repère global suivant la méthode présentée au chapitre 2 § 1.3.3. Pour chaque élément du calcul (efforts au sol, inertie, accélérations), une matrice est calculée contenant l'ensemble des données nécessaires. Ce formalisme permet une programmation itérative efficace du problème.

Les résultats obtenus en appliquant ces différentes méthodes ont été comparés par Dumas (Dumas et al. 2006). De plus, ce dernier s'est intéressé à la propagation des bruits de mesure dans chacun de ces cas. Il conclut que la méthode classique avec des calculs séparés des efforts et des moments dans différents repères et l'utilisation des angles cardaniques pour le calcul des accélérations angulaires est plus sensible au bruit de mesure.

### 1.4.2 Eléments de validation des méthodes d'analyse dynamique

La mesure directe des torseurs intersegmentaires se heurte à la difficulté d'introduire un moyen de mesure dans l'articulation. Bergmann (Bergmann et al. 1993) utilise une prothèse de hanche instrumentée chez deux patients pour mesurer par télémétrie les efforts et les moments dans l'articulation. Lee (Lee et al. 2006) propose également une mesure directe du torseur d'actions mécaniques entre le moignon et le membre artificiel d'un amputé fémoral en utilisant un capteur de force. Aucun de ces deux auteurs ne comparent ces résultats avec ceux obtenus par dynamique inverse.

Cinq études dans la littérature nous permettent de disposer d'éléments de validation pour les méthodes d'analyse dynamique du mouvement. Le Tableau 10 présente ces études. Il s'agit de la comparaison entre une donnée de référence issue des plateformes et le calcul de cette donnée par le modèle. La plateforme fournit le torseur d'actions mécaniques du sol sur le pied. En prenant en compte la cinématique de l'ensemble des segments corporels, l'étude dynamique nous permet de calculer le torseur extérieur appliqué au système isolé (l'ensemble du corps) en n'importe quel point. Ce torseur exprimé au centre de la plateforme sera égal en théorie à la somme du torseur d'actions de pesanteur et du torseur mesuré par les plateformes de force. Gillet (Gillet et al. 2003) réalise ce calcul pour obtenir la résultante des efforts exercés par le sol sur le pied. Il montre une bonne prévision de cette résultante à partir du modèle. Kingma (Kingma et al. 1996), avec un modèle équivalent, annonce des résultats un peu moins optimistes (les écarts pouvant atteindre 28N sur la moyenne de l'erreur sur le pic d'effort antéropostérieur sur 6 sujets et 58 N sur le RMS des différences en moyenne pour les différents enregistrement d'un sujet). Les études 2D de Kingma (Kingma et al. 1995) et Heiss (Heiss and Pagnacco 2002) montrent que le calcul du moment du torseur d'actions mécaniques extérieures au corps exprimé au centre de gravité du corps par un modèle dynamique permet de prévoir l'allure des courbes mais que les écarts peuvent être importants. L'utilisation d'un modèle 3D (Kingma et al. 1996) permet d'obtenir une meilleure adéquation entre les résultats du modèle et de la mesure mais pour certains sujets seulement (la moyenne du RMS des différences peut atteindre 20 Nm pour certains sujets).

**Tableau 10 : Etudes concernant la validation de modèles multicorps en dynamique**

Etudes	Nombre de sujets	Mouvement	Matériel	Modèle	Répartition des masses	Techniques de filtrage et dérivation	Référence et donnée comparée	Résultats
(Bobbert et al. 1991)	3	Course	plateforme (1000 Hz) 4 caméras (200 Hz)	2D - 7 segments	Clauser	Butterworth 2 <sup>nd</sup> ordre et différences finies centrées à trois points	effort vertical mesuré par plateforme et effort vertical calculé par analyse dynamique	analyse qualitative (comparaison des courbes) Détermination des fréquences optimales des filtres pour chaque segment
(Hattori 1998)	20	Marche	plateforme (60 Hz) 2 caméras (30 Hz) 1 accéléromètre	2D - 1 marqueur sur le sternum supposé représenté le mouvement du centre de gravité du corps	masse totale du sujet	filtre réponse fini 3Hz	efforts verticaux mesuré par la plateforme et calculé par analyse dynamique – accélération mesurée par l'accéléromètre et calculée à partir du marqueur	comparaison qualitative des courbes
(Kingma et al. 1995)	5	Soulèvement de charge (extension des genoux ou extension du dos)	plateforme 60 Hz 3 caméras (60 Hz)	2D – 9 segments	Plagenhoef + optimisation du centre de gravité du tronc	Butterworth 4 <sup>ème</sup> ordre 5Hz double différentiation à 5 oints	moment externe appliqué au centre de gravité du sujet obtenu à partir des plateformes – Moment dynamique au centre de gravité	Courbes et écart moyen des valeurs absolues Pour les 5 sujets la moyenne de cette valeur est comprise entre 4 et 7.1 Nm selon les mouvements et l'optimisation appliqués pour des moments de l'ordre de 50 Nm
(Kingma et al. 1996)	6	Soulèvement d'une charge (idem 1995)	système optoélectronique (60 Hz) 2 plateformes 60 Hz	3D – 14 segments	Volume, centre de masse et inertie : Mc Conville Densité : Dempster	Butterworth 4 <sup>ème</sup> ordre 5Hz double différentiation à 5 oints	efforts mesurés et efforts calculés (3D) moments dans la liaison L5S1 à partir du sol ou à partir des mains (3D)	différence en moyenne et pour les pics, coefficients de corrélation et RMS des différences RMS pour les efforts : antéropostérieur 16.9N (10.6-58.6), latéral 18.2N (11.2-50.6), vertical 25.3 (14.9-53.2) RMS pour les moments : flexion latéral : 8.6 Nm (5.4-20.5), flexion-extension : 6.9 Nm (3.9-23.7), torsion : 5.2 Nm (1.9-15.2)

Etudes	Nombre de sujets	Mouvement	Matériel	Modèle	Répartition des masses	Techniques de filtrage et dérivation	Référence et donnée comparée	Résultats
(Heiss and Pagnacco 2002)	22	idem Kingma 1995	plateforme 1000 Hz, caméras 100 Hz	idem Kingma 1995	Plagenhoef + 6 méthodes d'optimisation du centre de gravité du tronc et du centre de pression	idem Kingma 1995	idem Kingma 1995	Courbes, écart moyen des valeurs absolues, RMS des écarts moyenne des RMS sur 22 sujets : de 13 à 21 Nm moyenne des écarts pour 22 sujets : de 0.008 à -12.9 Nm moments de l'ordre de 20 Nm au maximum
(Gillet et al. 2003)	16	marche	plateforme 50 HZ 8 caméras 50 Hz	14 segments	Winter	Butterworth 4 <sup>ème</sup> ordre 6Hz et différences centrées	efforts mesurés par la plateforme et calculés par le modèle	coefficient de corrélation de Pearson entre 0.85 et 0.93 en moyenne et RMS moyen des différences antéro post 3.2 (0.7)N, médio lat 1.5 (0.2) N et vertical 4 (1,4) N



## **2 Applications de l'analyse dynamique et évaluation des sources d'erreur**

Le paragraphe précédent a permis d'explorer les différentes méthodes utilisables pour l'analyse dynamique du mouvement et de présenter des études de validation globale de ces méthodes. Nous allons maintenant nous intéresser à l'application des ces méthodes en analyse de la marche. Vaughan (Vaughan 1996) insiste sur l'importance de la détermination des actions mécaniques intersegmentaires du fait de leur rôle dans la réalisation des mouvements.

### **2.1 Analyse des torseurs inter segmentaires**

De nombreuses études se sont penchées sur le calcul des torseurs intersegmentaires des membres inférieurs (au niveau de la cheville, du genou, de la hanche). Dès 1950, Bresler et Frankel (Bresler and Frankel 1950) ont calculé les moments et efforts entre les segments aux centres articulaires en utilisant une technique itérative de la cheville à la hanche. Cette étude réalisée en 3D comporte des hypothèses simplificatrices du fait des difficultés liées aux moyens techniques de l'époque. Cependant, cette étude nous fournit déjà des courbes pour les efforts et les moments dans les trois articulations du membre inférieur et selon les trois directions pour 4 sujets. Par la suite, l'amélioration technique des moyens de mesure a permis d'obtenir une meilleure précision des mesures cinématiques qui doit retentir sur la qualité du calcul des torseurs intersegmentaires. Apkarian en 1989 (Apkarian et al. 1989) présente les moments dans les articulations (moments intersegmentaires exprimés aux centres articulaires) du membre inférieur pour 3 sujets. Eng (Eng and Winter 1995) obtient des corridors à partir de 9 sujets de même que Allard (Allard et al. 1996) à partir de 19 sujets. Dans ces études, l'objectif est d'analyser l'évolution des moments au cours du cycle de marche et de les utiliser pour calculer la puissance dans l'articulation. D'autres études s'intéressent à la répétabilité des moments pour 40 sujets (Kadaba et al. 1989) ou à la définition de paramètres caractéristiques obtenus à partir des courbes de moments et à l'évaluation de la dispersion de ses paramètres sur une population de 20 sujets sains (Benedetti et al. 1998).

Certains auteurs calculent les moments et les forces intersegmentaires entre le bassin et le tronc (au niveau L5). Callaghan (Callaghan et al. 1999) utilise une méthode itérative ascendante pour calculer les deux torseurs au niveau des hanches gauche et droite. Il peut alors en déduire le torseur en L5. Il observe des résultats très différents notamment pour les moments de ceux obtenus par Cappozzo (Cappozzo 1983) qui utilise une méthode descendante en isolant le haut du corps pour calculer le même torseur. Cette divergence montre que des précautions doivent être prises pour interpréter ces torseurs compte tenu de la précision des moyens de mesure actuels.

## 2.2 Evaluation des sources d'erreur

Si on analyse les différents termes de la relation présentée au chapitre 2 § 1, les variations observées au niveau du calcul des torseurs intersegmentaires peuvent provenir :

- des différences de calcul des paramètres d'inertie segmentaires en fonction du modèle utilisé pour les obtenir
- de l'incertitude sur la détermination du torseur d'efforts exercé par le sol sur le pied et du point d'application de l'effort
- de l'incertitude sur la détermination des coordonnées des centres articulaires au cours du mouvement
- du repère d'interprétation choisi pour exprimer les composantes du torseur

### 2.2.1 Influence des paramètres d'inertie segmentaires

Les paramètres d'inertie segmentaires (masse, position du centre de gravité, tenseur d'inertie pour chaque segment) sont obtenus comme nous l'avons vu au chapitre 2 § 1.2 en utilisant des modèles proportionnels ou géométriques des segments. Nous avons vu également que les études comparant différents modèles ont montré des différences entre les paramètres obtenus par ces différents modèles. Ces variations vont avoir un impact sur les torseurs intersegmentaires.

Certains auteurs (Bresler and Frankel 1950; Boccardi et al. 1981) calculent séparément les parts dues à la dynamique et à la pesanteur des moments intersegmentaires. Ils en déduisent que ces composantes sont négligeables par rapport au moment résultant des efforts de contact du sol sur le pied au cours de la phase d'appui pour la cheville et le genou. Pour la hanche, l'influence des composantes du moment provenant de la dynamique et de la pesanteur est plus marquée. Ce résultat est confirmé par Doriot (Doriot 2001) qui compare les résultats obtenus entre un calcul quasi statique et un calcul dynamique des moments intersegmentaires. Krabbe (Krabbe et al. 1997) trouve le même type de résultats en analysant la course de 10 sujets. Marin (Marin 2000) calcule la contribution maximale des actions dynamiques sur le torseur d'interaction de la cuisse sur la jambe pour 6 sujets avec une modélisation géométrique du membre inférieur. Il montre que cette contribution est inférieure à 11% pour les efforts et les moments au cours de la phase d'appui. Par contre, elle atteint 92% pour l'effort médiolatéral et 57% pour le moment d'abduction-adduction pendant la phase oscillante. Il conclut que les actions inertielles sont négligeables au cours de la phase d'appui de la marche au niveau du genou.

D'autres études ont pour objectif d'étudier la sensibilité du torseur inter segmentaire à la variation des paramètres d'inertie segmentaires. Pearsall (Pearsall and Costigan 1999) compare 6 méthodes de détermination des paramètres d'inertie segmentaires pour 15 sujets. Il en déduit un intervalle de variation des paramètres de + ou - 40%. Il impose ensuite une variation dans cet intervalle à chacun des paramètres séparément et calcule à chaque fois le torseur au niveau de la cheville, du genou et de la hanche. Il en déduit que l'impact est faible puisque la plupart des variations obtenues sont inférieures à 1% du poids du corps. Nagano (Nagano et al. 2000) réalise une étude de sensibilité du travail mécanique aux variations des

paramètres d'inertie segmentaires et des coordonnées des centres articulaires. L'intérêt de sa méthode est de faire varier simultanément ces paramètres. Enfin, Rao (Rao et al. 2006) compare 6 modèles de détermination des paramètres d'inertie segmentaires (1 géométrique, 2 proportionnels issus de données cadavériques et 2 proportionnels issus de mesures in vivo) ainsi que leur répercussion sur les moments à la cheville, au genou et à la hanche uniquement dans le plan sagittal. Il mène son analyse sur 7 sujets avec pour chacun 3 vitesses de marche différentes. Les intervalles de variations des PIS sont cohérents avec ceux de Pearsall (entre 9.73 et 58.4% selon les paramètres et les segments). L'effet du modèle choisi sur les moments est significatif mais implique des différences faibles inférieure à 20% de la valeur nominale pour l'ensemble du cycle et pour toutes les articulations. L'effet est plus faible au cours de la phase d'appui et pour la cheville et le genou.

### 2.2.2 Impact de l'incertitude sur le torseur de contact du pied sur le sol et sur son point d'application

L'obtention des torseurs dans les articulations des membres inférieurs se fait par une méthode itérative ascendante. Le paramètre d'entrée pour le premier segment est le torseur d'efforts du sol sur le pied. McCaw (McCaw and DeVita 1995) étudie pour 8 sujets l'influence du déplacement du centre de pression de +/-0.5 cm et de +/-1 cm suivant l'axe antéropostérieur. Il observe un décalage des courbes du moment sagittal pour les trois articulations du membre inférieur. Les variations sont comprises entre 7 et 14%. Alexander (Alexander et al. 1997) s'intéresse à l'effet d'un décalage dans la synchronisation entre l'acquisition du torseur d'efforts et celle de la cinématique. Les changements sont significatifs de l'ordre de 11% pour le moment sagittal du genou et 18% pour le moment sagittal de la hanche.

### 2.2.3 Impact de l'incertitude sur la position du centre articulaire

De même que pour le centre de pression, une erreur sur la détermination du centre articulaire entraînera une modification du moment inter segmentaire puisque ce dernier est calculé au centre articulaire. Holden (Holden and Stanhope 1998) examine l'impact d'une variation de 10 mm de la position du centre du genou suivant l'axe antéropostérieur pour 18 sujets sur le moment intersegmentaire suivant l'axe de flexion sagittal au centre du genou. Chacun des sujets réalisent 5 examens à 5 vitesses de marche différentes. La forme générale n'est pas affectée pour une vitesse de marche classique. Par contre, pour des vitesses de marche très faibles (0.34 m/s), le moment peut être affecté de 123% en valeur maximale. Pour la vitesse de marche intermédiaire, l'influence est inférieure à 50% sur l'ensemble du cycle. Il déduit donc que l'effet de l'incertitude sur la localisation du centre du genou est prépondérant pour des marches à vitesse faible. Marin (Marin 2000) mène une étude plus complète puisqu'il fait varier la position du genou suivant les 3 axes anatomiques du tibia de 0 à 25 mm en caudo-cranial, de -10 à +10 mm en médio latéral et de -10 à +10 mm en antéropostérieur par rapport à la position nominale. De plus, il s'intéresse à la répercussion de ces variations pour les 3 composantes du moment d'interaction de la cuisse sur la jambe exprimé au centre du genou. Par contre, il ne considère qu'un seul sujet. Il conclut que les allures des courbes sont conservées mais que les amplitudes sont modifiées. Les variations sont inférieures à 7.5 Nm

pour des ordres de grandeurs de moment entre 40 et 100 Nm. Doriot (Doriot 2001) étudie également l'impact d'une variation de +/- 1 cm des 3 centres articulaires sur les moments dans ces articulations. Elle montre que le moment le plus affecté est celui de la cheville, surtout pour le moment d'abduction-adduction. Le moment au niveau du genou est également affecté dans une moindre mesure. Par contre, les variations du moment intersegmentaire du bassin sur la cuisse exprimé au centre de la hanche sont négligeables pour la variation imposée sur les coordonnées du centre articulaire de hanche.

#### 2.2.4 Influence du repère d'interprétation

Liu (Liu and Lockhart 2006) analyse les différences entre les moments intersegmentaires 3D exprimés dans le repère global du laboratoire ou dans le repère local anatomique du segment sous-jacent. Pour 30 sujets, la comparaison montre des différences significatives avec des valeurs maximales plus élevées lorsque les composantes du moment sont exprimées dans le repère global. Marin (Marin 2000) met également en évidence ces différences pour 1 sujet. Il montre que la répercussion est importante sur les composantes antéropostérieure et médio latérale de la force et sur le moment de rotation interne externe au niveau du genou. Il est donc indispensable de préciser le repère d'interprétation choisi et de comparer les résultats des études uniquement si ce repère est similaire.

#### 2.2.5 Etude de sensibilité

Une étude complète de sensibilité a été menée par Silva (Silva and Ambrosio 2004). Ce dernier fait varier les coordonnées des points anatomiques, les efforts externes, leur point d'application, les coordonnées du centre du genou et les masses des segments des membres inférieurs. Il montre que l'influence de la masse des segments sur les moments calculés aux différentes articulations est faible (variation de 1%) par rapport à l'influence des efforts extérieurs de contact du sol sur le pied et de leur point d'application (variation de 10%).

### **3 Synthèse**

L'analyse de la littérature concernant l'étude dynamique de la marche a permis de décrire les méthodes utilisées pour accéder aux torseurs intersegmentaires. La première partie a mis en évidence la nécessité de quantifier les incertitudes de mesure sur le torseur d'actions mécaniques du sol sur le pied. Nous avons ensuite dégagé les avantages et les inconvénients des différents modèles utilisés pour obtenir les paramètres d'inertie segmentaires. Les différents moyens d'obtention (par la mesure ou par le calcul) des données d'accélération linéaires et angulaires ont été explorés en terme d'efficacité et de simplicité d'utilisation. La mise en œuvre du calcul en dynamique inverse a été détaillée et analysée. Enfin, nous avons mis en évidence les éléments de validation de ces méthodes existant même si ces validations restent partielles. La seconde partie qui concerne l'application de ces techniques au calcul de torseur d'actions mécaniques intersegmentaires à partir des données de la cinématique nous a permis de voir que de nombreuses études utilisent ces méthodes avec des populations plus ou moins étendues. La sensibilité aux

différentes sources d'erreur sur les données d'entrée des modèles en dynamique inverse a été explorée par plusieurs auteurs. Même si cette sensibilité est parfois élevée, les allures des courbes restent le plus souvent inchangées alors que les amplitudes varient considérablement.

## ***Chapitre 3 Travail personnel : Matériel et Méthodes***

La première partie du travail de thèse a consisté à mettre en place les modèles et les méthodes permettant une analyse cinématique et dynamique du corps au cours de la marche. Ces choix ont abouti à la mise au point d'un protocole et d'un outil informatique dédié à l'analyse des résultats.

Le protocole et les outils mis en place dans cette thèse répondait au double objectif de permettre une analyse spécifique et adaptée au sujet amputé tout en restant suffisamment général et flexible pour être utilisable pour l'étude d'autres pathologies. De plus, le protocole mis en place devait être non invasif et suffisamment rapide pour viser une utilisation en routine clinique.

### **1 Analyse cinématique**

#### **1.1 Choix du modèle biomécanique pour la cinématique**

L'analyse de la cinématique du corps nécessite comme nous l'avons vu au chapitre 1 § 1.1 le choix d'un modèle biomécanique représentant les segments d'intérêt par des solides rigides. Nous avons vu au chapitre 1 § 2.1 que les études sur la marche relevées dans la littérature pouvaient être classées en différentes catégories : les études focalisant sur un seul segment, les études analysant plusieurs articulations du membre inférieur et les études s'intéressant au tronc et au bassin uniquement. Nous n'avons relevé aucune étude prenant en compte les membres inférieurs et le tronc simultanément.

##### *1.1.1 Rôle du tronc*

Or, les mécanismes mis en jeu au cours de la marche impliquent une synergie des différentes mobilités articulaires. Si, bien entendu le membre inférieur joue un rôle prépondérant dans ces mécanismes et qu'il convient de l'étudier en détail, la progression et la stabilité du segment supérieur sont également fondamentales dans le bon déroulement de la marche (Viel et al. 1979; Perry 1992)

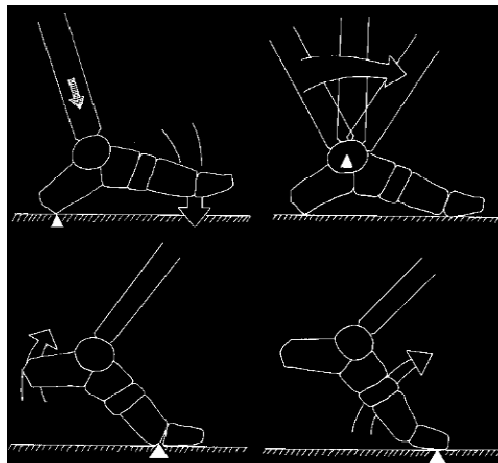
Viel insiste notamment sur le mouvement de rotation opposée dans le plan transverse observé chez le sujet sain et appelé dissociation des ceintures scapulaires et pelviennes (Figure 2). Des études portant sur l'analyse des mouvements du tronc (Wagenaar and Beek 1992; Van Emmerik et al. 1999) ont montré que cette coordination pouvait être perturbée chez des sujets pathologiques entraînant de probables répercussions notamment sur la vitesse de marche. De même, Wagenaar (Wagenaar and van Emmerik 2000) souligne le rôle des membres supérieurs dans cette coordination.



**Figure 2 : Schéma représentant la dissociation des ceintures scapulaire et pelvienne (d'après Viel)**

### 1.1.2 Rôle du pied

D'autre part, l'analyse fine de la phase d'appui de la marche (Viel et al. 1979) fait apparaître le rôle physiologique fondamental du pied au cours du déroulement du pas sur le sol. Le pied est formé d'un grand nombre d'os et d'articulations. Cette anatomie va permettre au pied de s'adapter à différents types de terrain en épousant la forme du sol et en augmentant ainsi la stabilité du pied. Sur sol plat, une partie de ces articulations ne sera que peu sollicitée et seules certaines auront un rôle dans l'opération de déroulement du pas. Viel identifie 4 « roulements » (Figure 3) au cours de la phase d'appui.



**Figure 3 : Les quatre « roulements » du pied au cours de l'appui**

Le premier, après l'attaque du pas (premier événement d'un cycle de marche), a lieu autour du talon : le pied roule autour du talon pour venir rapidement en contact avec le sol et assurer la stabilité de l'appui. Au cours du milieu d'appui, on observe un mouvement de rotation du tibia par rapport au pied autour de la cheville. Ce deuxième « roulement » a pour but de permettre la progression du membre inférieur et de l'ensemble du corps et implique un transfert du poids du corps vers l'avant. Au cours de cette phase, le soléaire (muscle extenseur de la cheville) est étiré et travaille en excentrique pour freiner l'avancement du tibia. En fin d'appui, le soléaire a atteint sa limite d'extension et le talon décolle du sol

entraînant un troisième « roulement » de l'arrière pied par rapport à l'avant pied autour des articulations métatarsophalangiennes (seules les phalanges restent alors en contact avec le sol). A ce moment (phase de la marche dite préoscillante) l'ensemble du poids du corps est transféré sur l'autre membre inférieur et le soléaire agit alors en concentrique pour étendre l'articulation de cheville. Le pied sert alors d'appui dynamique et le dernier « roulement » a lieu autour de l'hallux (gros orteil).

### 1.1.3 Choix du modèle

Compte tenu de ces analyses, il nous est apparu essentiel de prendre en compte l'ensemble du corps pour permettre une étude globale de la marche mais également de modéliser le pied de façon suffisamment détaillée pour prendre en compte son rôle physiologique dans les différentes phases de l'appui. Cette double exigence nécessitait cependant de faire des choix sur le niveau de décomposition des éléments du modèle.

Pour les membres inférieurs, une modélisation classique en 3 segments (tibia, fémur, bassin) s'imposait. Pour le segment supérieur, le choix consistait à décomposer ou non le tronc en plusieurs solides et à prendre en compte ou non les bras et les avant bras. Enfin, pour le pied, il fallait définir le nombre de segment optimal pour décrire sa cinématique.

Mac Williams (MacWilliams et al. 2003) et Leardini (Leardini et al. 1999) ont proposé des modélisations respectivement à 9 et 5 segments pour le pied. Ces deux études sont focalisées spécifiquement sur la cinématique du pied et uniquement au cours de la phase d'appui. Pour une étude corps entier sur un cycle de marche complet, nous n'avons pas la possibilité de mettre autant de marqueurs sur le pied. De plus, la faible taille des structures osseuses du pied limite la distance entre les marqueurs et donc la précision de mesure des repères liés au pied. D'après l'analyse chapitre 3 § 1.1.2, nous avons sélectionné un modèle à 2 segments pour le pied articulés autour d'un axe formé par les centres des articulations métatarsophalangiennes. Cette modélisation originale devrait mettre en évidence les mobilités principales du pied au cours de la phase d'appui tout en autorisant l'étude des autres segments du corps puisqu'elle limite le nombre de marqueurs à 6 pour chaque pied.

Pour le segment supérieur, nous avons choisi de nous limiter à l'analyse des mouvements de la ceinture scapulaire. En effet, Nguyen (Nguyen and Baker 2004) a montré que ces mouvements peuvent être liés à ceux du thorax lorsqu'ils restent de faibles amplitudes. De plus, nous avons considéré que les mouvements des bras par rapport au tronc sont faibles et que leur cinématique peut donc être liée à celle de la ceinture scapulaire.

Le modèle final retenu comporte 10 solides considérés rigides représentant les segments suivants : les deux ensembles de phalanges gauche et droite, les deux ensembles d'os du pied postérieurs aux articulations métatarsophalangiennes gauche et droite, les 2 tibias gauche et droit, les 2 fémurs gauche et droit, le bassin, l'ensemble des os du tronc.



## 1.2 Choix des repères

### 1.2.1 Exigences particulières pour les patients amputés

L'objectif étant de créer un protocole applicable au sujet amputé comme au sujet sain, le choix des repères doit permettre d'appliquer une méthode similaire de placement des marqueurs pour le côté sain et le côté prothétique. Ce protocole a pour vocation d'être utilisable lors d'une consultation du patient au centre d'appareillage dans une durée raisonnable. Aucun démontage de la prothèse n'est donc possible. Par conséquent, les marqueurs doivent être placés sur la prothèse recouverte de la mousse d'habillage esthétique. Pour le genou prothétique (cas des amputés fémoraux), nous pouvons palpés le mécanisme à travers la mousse pour trouver sa position verticale et antéropostérieure. Nous pouvons donc matérialiser l'axe du genou par deux marqueurs placés sur la mousse. La jambe est soit remplacé par un tube (amputés fémoraux) soit utilisé comme jonction avec la prothèse et donc inaccessible (amputés tibiaux). Par conséquent, aucun point ne peut être identifié sur le tibia du côté prothétique. Au niveau du pied prothétique, le matériau esthétique qui recouvre le pied est moulé de façon à représenter les malléoles et les orteils. Nous utilisons ces formes comme points de comparaison avec une anatomie saine. Pour le calcaneum, nous utilisons le bord supérieur du pied prothétique au centre du pied dans la direction médio latérale.

De plus, la prothèse est toujours réglée en fonction d'une hauteur de talon définie qui ne peut pas varier. Par conséquent, pour les amputés dont l'analyse a été réalisée sans chaussure, cette hauteur de talon a du être compensée par un dispositif placé sous le pied et reproduit du côté sain pour assurer un équilibre similaire à la marche avec chaussures. Certains amputés n'ont pas accepté ce dispositif et ont donc été examinés avec leurs chaussures. Dans ce cas, on utilisait des points placés sur la chaussure pour le pied et repéré par symétrie avec le pied sain.

Il faut noter ici que pour conserver le modèle défini au paragraphe précédent pour le sujet amputé, nous avons fait une hypothèse supplémentaire : celle d'une liaison rigide entre l'emboîture (interface entre la prothèse et le moignon) et le membre résiduel où elle est placée.

### 1.2.2 Repères anatomiques utilisés

Les définitions des repères anatomiques associés aux segments sont données en annexe III.

Pour le fémur et le bassin, nous utilisons les repères définis par l'ISB (Wu et al. 2002) et Cappozzo (Cappozzo et al. 1995). Dans le cas d'un sujet amputé fémoral, les points palpés sur l'axe du genou seront utilisés comme les condyles fémoraux d'un genou sain. Le centre de la tête fémorale est obtenue par la méthode fonctionnelle décrite par Leardini (Leardini et al. 1999).

Pour le tibia, on ne peut utiliser que les « malléoles » prothétiques. On utilise alors le repère défini par Bésier (Besier et al. 2003) qui utilise le centre du genou comme troisième point pour construire le repère tibial.

Pour le thorax, le repère présenté par Nguyen (Nguyen and Baker 2004) est utilisé. Il est construit à partir de 3 marqueurs placés sur les articulations acromio-claviculaires et sur l'épineuse de la vertèbre C7.

Pour l'arrière pied, nous utilisons la définition du repère pied proposé par Bésier (Besier et al. 2003).

Pour l'avant pied, nous utilisons les trois points suivants : les têtes des premier et cinquième métatarsiens, et l'extrémité de l'hallux.

### **1.3 Utilisation d'ancillaires**

Nous avons vu au chapitre 1 § 2.3.4 que l'utilisation d'ancillaire était une technique utile pour améliorer la précision des mesures cinématiques grâce à une meilleure visibilité des marqueurs au cours de la marche et une diminution potentielle des mouvements des marqueurs par rapport à l'os sous-jacent (Holden et al. 1997; Manal et al. 2002).

#### *1.3.1 Ancillaires tibia et fémur*

Les ancillaires utilisés dans cette thèse ont été conçus en s'inspirant de ceux utilisés par Marin (Marin 2000). Ces ancillaires sont des plaques rectangulaires de plastique PVC recouvertes de mousse portant un tripode également en plastique vissée dans la plaque. Chaque tripode reçoit 3 marqueurs distants de 100 mm au moins. Ces plaques sont maintenues sur les segments à l'aide de 2 bandes Velcro élastiques permettant un serrage adapté à chaque individu. L'ensemble pèse 150 g.

#### *1.3.2 Ancillaires arrière pied et avant pied*

Les ancillaires pour le pied ont été conçus spécialement pour cette étude.

Deux modèles ont été prévus pour l'ancillaire arrière pied basés sur un même concept. La partie d'interface avec le pied de l'ancillaire est une coque en plastique déformable à chaud qui a été moulé sur un pied (Figure 4). Sur cette coque, recouverte à l'intérieure d'une mousse fine, une structure à 3 branches en composite de carbone a été vissée. Chaque branche reçoit un marqueur. Les marqueurs sont tous distants d'au moins 80 mm et l'ancillaire pèse 80 g. La branche interne est plus courte pour ne pas gêner le croisement des membres inférieurs. Le carbone a été utilisé pour réduire (de façon visible) les vibrations de la structure lors de l'attaque du pas notamment. La coque est fixée sur le calcanéum à l'aide d'une bande velcro élastique. La flexibilité du plastique de la coque permet une bonne adaptation de l'ancillaire au talon du sujet lors du serrage. Une variante de cette ancillaire a été prévue pour permettre aux amputés de marcher sans leurs chaussures (chapitre 3 § 1.2.1). La coque est alors intégrée à un ensemble en mousse comportant une semelle très fine sous laquelle on peut coller différentes épaisseurs de talon permettant de compenser l'absence du talon de la chaussure.



**Figure 4 : photos des ancillaires utilisés pour les pieds**

Pour l'avant pied, les possibilités d'accrochage d'un ancillaire sont encore plus limitées. Pour les sujets sains, nous avons conçus un ancillaire en matériau plastique à trois branches (distances entre les marqueurs comprises entre 60 et 100 mm et masse de 20g). Cet ancillaire était maintenu sur les deuxième et troisième orteils à l'aide de bandelettes en élastoplaste. Pour les amputés sans chaussure, les marqueurs étaient placés directement sur le pied car l'avant pied prothétique est parfaitement rigide et le matériau du pied permettait une bonne tenue du scotch double face. Par contre, pour les amputés avec chaussures, le scotch tenait très mal. On utilisait alors l'ancillaire fixé différemment. La fixation retenue assurait un maintien de l'ancillaire sans risque d'abîmer la chaussure. Un velcro était collé sous la semelle et une bande velcro intégrée à l'ancillaire assurait la liaison entre l'ancillaire et la chaussure.

#### **1.4 Méthodes de calcul de la cinématique**

##### *1.4.1 Description de la cinématique du corps humain*

Comme nous l'avons vu au chapitre 1 § 1.3.1, la description de la cinématique est souvent ramenée à l'étude des positions successives relatives et absolues au cours du temps.

Dans cette thèse, nous avons calculés ces positions successives absolues pour chaque segment du modèle et relatives entre deux segments adjacents (articulation métatarsophalangienne, cheville, genou, hanche, articulation bassin-tronc).

Le formalisme des matrices homogènes a été utilisé. Ainsi pour chaque segment on calcule :

- l'opérateur homogène caractérisant la transformation entre le repère  $R_0$  de référence et le repère  $R_{Si}$  lié au solide  $S_i$

$$T_{0Si} = \begin{bmatrix} [P_{0Si}] & \overrightarrow{O_0 O_{Si}}_{R0} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- l'opérateur homogène caractérisant la transformation entre le repère  $R_{Si-1}$  et  $R_{Si}$  de deux segments adjacents

$$T_{S_{i-1}S_i} = \begin{bmatrix} [P_{S_{i-1}S_i}] & \overrightarrow{O_{S_{i-1}}O_{S_i}}_{RS_{i-1}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Pour chaque segment et à chaque instant, on a calculé une matrice représentant la transformation entre le repère global et le repère local du segment et une matrice représentant la transformation entre le repère local dans une position de référence et le repère local à l'instant considéré.

On a vu au chapitre 1 § 1.3 qu'il est très difficile de définir une position neutre pour un segment ou une articulation. En effet, si on considère par exemple le genou, les repères anatomiques du tibia et du fémur seront alignés dans une position particulière qui ne sera pas l'extension complète. Certains auteurs définissent cette extension complète comme la position neutre du genou mais il est souvent assez difficile d'évaluer pour un individu la position exacte où cette extension est atteinte. Certains patients qui présentent des flessums (rigidité de l'articulation en position de flexion) ne peuvent pas atteindre cette extension. Dans notre étude la position de référence est celle prise par les segments et les articulations lors d'une acquisition statique où le sujet se tient debout sans contrainte si ce n'est de regarder en face de lui. On exprime alors d'une part la position relative des segments à chaque instant et d'autre part la variation de position relative des segments par rapport à la position de référence.

Nous avons présenté l'ambiguïté liée au choix de la séquence de décomposition de la matrice de passage pour obtenir les positions angulaires. Pour obtenir les positions angulaires absolues du bassin, Baker (Baker 2001) recommande l'utilisation de la séquence d'axes mobiles ZX'Y''. Ce choix se base sur une analyse des définitions anatomiques des différentes rotations utilisées en clinique. La rotation dans le plan transverse est l'angle de rotation du bassin autour de l'axe vertical (c'est l'angle que fait la projection de l'axe médiolatéral du bassin sur le plan horizontal avec l'axe médiolatéral du laboratoire). L'inclinaison est l'angle de rotation de l'axe médiolatéral du bassin en dehors du plan horizontal. Enfin, l'inflexion est l'angle de rotation autour de l'axe médiolatéral du bassin (pour le clinicien comme pour le mécanicien). Pour les positions angulaires relatives, l'ISB (Wu and Cavanagh 1995) recommande la décomposition YX'Z''. Cette décomposition est utilisée dans la plupart des articles. Son utilisation nous permettra de comparer nos résultats avec la littérature.

#### 1.4.2 Prise en compte des ancillaires

Pour prendre en compte les ancillaires dans le calcul, on leur associe des repères. Ces ancillaires ne servant que d'intermédiaires il faut définir une relation de passage entre les repères anatomiques et les repères ancillaires. Cette identification se fait au cours d'une phase statique où les positions des ancillaires et des points anatomiques sont simultanément enregistrées.

Pour chaque segment équipé d'un ancillaire, on calcule alors une matrice homogène :

$$T_{S_i A_i} = \begin{bmatrix} [P_{S_i A_i}] & \overrightarrow{O_{S_i} O_{A_i}}_{RS_i} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Cette matrice permettra à tout instant de calculer la matrice homogène de position d'un repère segment par rapport à un autre repère à partir de celle de la position du repère ancillaire par rapport à ce même repère :

$$T_{S_i R}(t) = T_{S_i A_i} * T_{A_i R}(t)$$

#### 1.4.3 Détermination du cycle de marche

Les valeurs des positions angulaires successives des articulations et des segments vont permettre de tracer des courbes d'évolution de ces positions au cours du temps. Cependant, la marche est une activité cyclique, il est donc légitime de tracer ces courbes sur un cycle de marche. Ceci présente l'avantage de normaliser la courbe en fonction du temps et de rendre possible des comparaisons entre des courbes de sujets marchant à des allures différentes.

Pour identifier le début du cycle, nous disposons des informations fournies par les deux plateformes de force. Le début d'appui peut donc être identifié pour chaque membre inférieur par l'instant où l'effort dépasse 10N. Pour la fin du cycle, on utilise la position du marqueur placé sur le talon. On identifie sa hauteur minimale pour déterminer le début d'un nouveau cycle.

#### 1.4.4 Détermination de paramètres

On peut identifier différents paramètres permettant de synthétiser l'information fournie par une analyse de la marche. Benedetti (Benedetti et al. 1998) propose 114 paramètres extraits des différentes courbes de l'analyse de la marche. A partir de cet article et de discussion avec l'équipe clinique, nous avons déterminé différents paramètres propres à notre étude. On calcule tout d'abord des paramètres spatio-temporaux. Il s'agit de paramètres globaux définis pour un sujet tels que la vitesse de marche, les durées de phase d'appui en pourcentage du cycle, les longueurs des pas. Pour les paramètres cinématiques et cinétiques, on utilise les courbes calculées précédemment. Ces courbes sont interpolées à l'aide d'une spline ce qui permet de travailler sur des fonctions et d'extraire des extrema de la courbe. Pour ces paramètres, on travaille sur les courbes moyennes d'un sujet obtenues à partir d'au moins 3 passages du sujet. En tout, 127 paramètres sont calculés à droite et à gauche.

## 2 Analyse dynamique

L'analyse dynamique du corps au cours de la marche s'appuie sur l'utilisation du principe fondamentale de la dynamique (voir chapitre 2). Selon les applications, on isole une partie plus ou moins importante du système global et on calcule les torseurs d'actions mécaniques extérieures appliquées sur ce sous-système. Pour cela, on a besoin de connaître la répartition des masses pour les différents segments

ainsi que les accélérations linéaires du centre de gravité de chaque segment et les accélérations angulaires des différents solides

## **2.1 Calcul des paramètres d'inertie segmentaires**

Nous avons vu au chapitre 2 que l'analyse dynamique nécessite la connaissance des paramètres caractérisant la répartition des masses de chaque segment corporel modélisé comme solide rigide. Pour obtenir ces paramètres, il faut choisir une méthode et définir les segments du modèle utilisés pour l'analyse dynamique.

### *2.1.1 Choix de la méthode et du modèle de solides rigides*

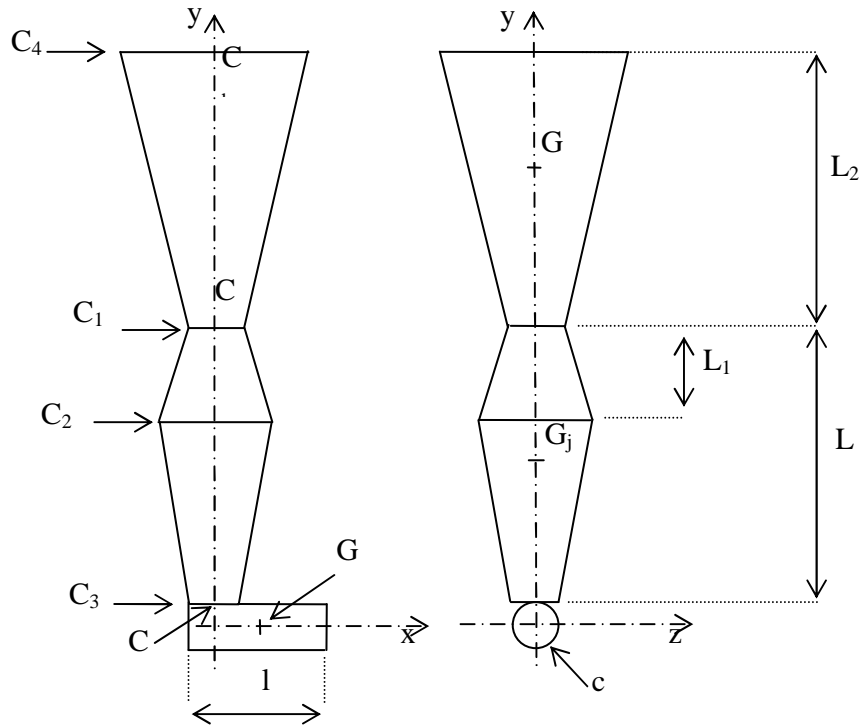
Une des contraintes liées à la mise en place du protocole était de pouvoir être utilisé lors de l'examen clinique du patient. Ceci imposait un temps d'exécution raisonnable et ne permettait pas d'avoir recours à d'autres moyens de mesure que ceux présents sur le site. Compte tenu de ces éléments, nous ne pouvions pas envisager une mesure des paramètres d'inertie segmentaire. Nous nous sommes donc orientés vers les méthodes d'estimation décrites au chapitre 2. Les méthodes proportionnelles, présentées au chapitre 2 § 1.2.2, ont l'avantage de nécessiter très peu de mesures sur le sujet (longueurs des segments et masse totale du corps). Cependant, les équations de régression utilisées par ces méthodes ne sont valables que pour le sujet asymptomatique et ne peuvent donc pas être utilisées pour le membre prothétique. De plus, nous avons vu au chapitre 2 § 1.2.2 que les méthodes géométriques donnaient des résultats plus précis que les méthodes proportionnelles (Kingma et al. 1996). Nous avons donc choisi de définir un modèle géométrique simple du corps pour calculer les paramètres d'inertie segmentaires des segments. Pour pouvoir valider le modèle chez le sujet sain, la méthode proportionnelle a également été testée en utilisant les données de De Leva (De Leva 1996). La comparaison des résultats du modèle géométrique et du modèle proportionnel est présentée au chapitre 4.

Au chapitre 3 § 1.1.3, nous avons présenté le modèle constitué de 10 solides rigides pour le calcul de la cinématique. L'étude dynamique nécessite l'accès à la cinématique des segments modélisés. Notre choix de modèle pour l'étude dynamique était donc étroitement lié à celui utilisé pour l'étude cinématique. C'est pourquoi le tronc, la tête et les membres supérieurs ont été modélisés par un seul segment rigide (pour lequel on suppose un mouvement de corps rigide). Pour le reste du corps, nous pouvions également conserver la modélisation choisie en cinématique. Cependant, compte tenu des dimensions très réduites de l'avant pied, on pouvait supposer que ces caractéristiques inertielles interviendraient assez peu. On a donc choisi de rigidifier cette articulation pour l'analyse dynamique. Mais, sa libération serait possible simplement.

### *2.1.2 Modèle géométrique pour le membre inférieur intact*

Pour modéliser le membre inférieur intact, nous nous sommes inspirés du modèle proposé par Marin (Marin 2000), qui utilise le principe de modélisation proposé par Yeadon (Yeadon 1990). Les volumes

utilisés pour chaque segment sont représentés sur la Figure 5 ainsi que les dimensions nécessaires à la définition de ces volumes. Cette modélisation est issue d'un travail mené en collaboration avec P. Michelutti (Michelutti and Bonnet 2004). Gueret et Corté (Gueret and Corté 2005) ont proposé des définitions précises pour chaque dimension permettant d'améliorer la répétabilité des mesures de ces dimensions.



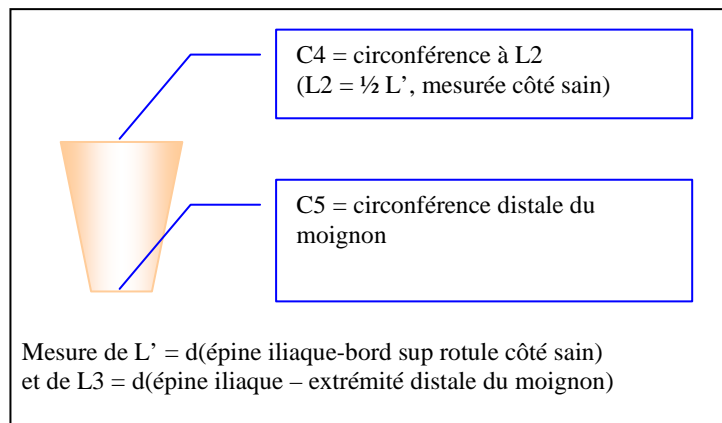
**Figure 5 : Modèle volumique utilisé pour le calcul des paramètres d'inertie segmentaires**

### 2.1.3 Modèle géométrique pour le membre inférieur prothétique

Un modèle géométrique du membre inférieur prothétique a été mis en place et évalué en collaboration avec De Almeida et Sapin (De Almeida and Sapin 2005).

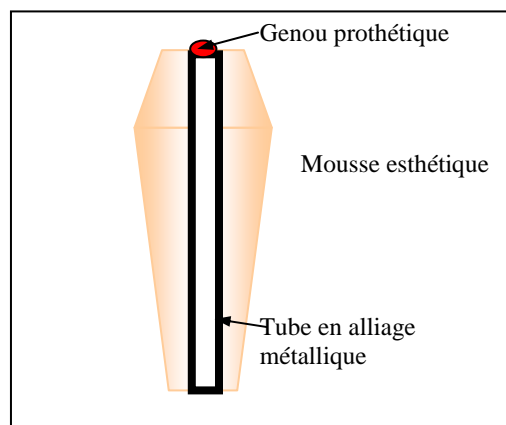
Le modèle s'inspire des travaux menés sur le membre sain. La partie externe de la prothèse est modélisée par les mêmes volumes que le membre intact. Les dimensions seront mesurées de la même façon.

Le segment cuisse est composé du moignon, modélisé par un tronc de cône, et de l'emboîture, modélisée par un tronc de cône évidé.



**Figure 6 : Paramètres anthropométriques utilisés pour le moignon**

Les différents paramètres anthropométriques pour le calcul du volume du moignon (figure ci-contre) sont mesurés lors de l'examen médical. Les données externes (C4 et C1) sont mesurées lors de l'examen de la marche. Le volume du segment cuisse correspond alors à la différence de volume entre le tronc de cône emboîture pleine et le tronc de cône moignon. Toutes les emboîtures comportent un insert métallique pour la fixation des composants sous-jacents. On modélise cet insert par une masse ponctuelle placée à l'extrémité distale de l'emboîture.



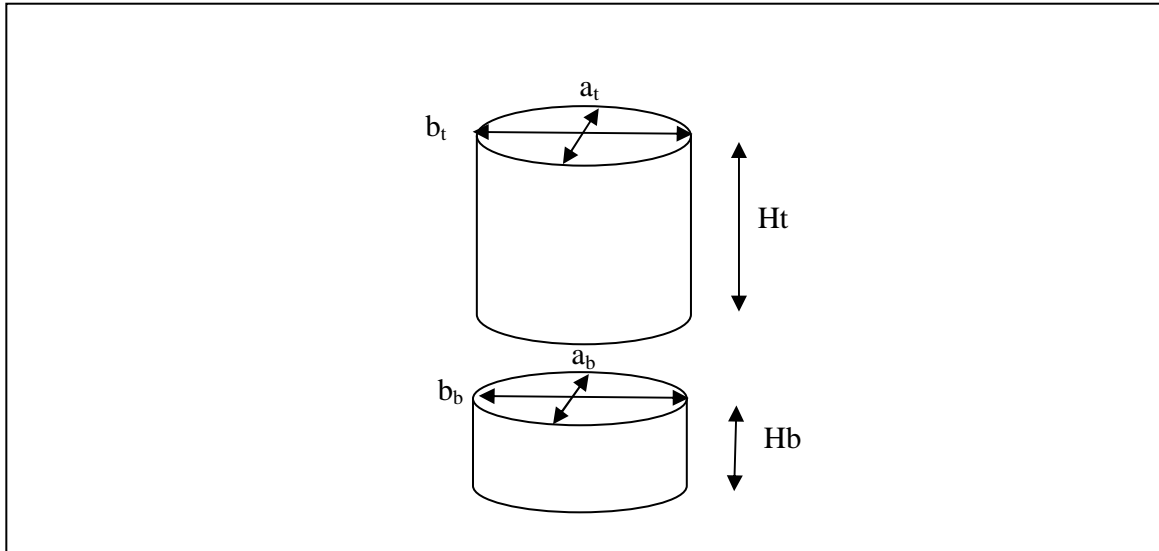
**Figure 7 : Modélisation de la « jambe » prothétique**

La jambe est modélisée en deux parties, proximale et distale, à répartition de masse axisymétrique. Toutes deux sont composées d'un tube métallique entouré d'un tronc de cône évidé en mousse. Les paramètres de calcul sont donc C1, C2 et C3, mais aussi le diamètre intérieur du tube dont on déduit le diamètre extérieur, les tubes utilisés étant d'épaisseur constante. Le genou est considéré comme faisant partie du segment jambier. Il est modélisé par une masse ponctuelle située à l'extrémité proximale de la jambe. Tout comme le pied sain, le pied prothétique est modélisé par un cylindre dont les paramètres sont la longueur (l) et la circonférence de base (c).



#### 2.1.4 Modèle géométrique pour le haut du corps

Pour le haut du corps (tronc et bassin), nous souhaitons limiter le nombre de mesures à effectuer sur le patient. Nous avons donc décidé d'utiliser les marqueurs placés sur le patient pour définir des dimensions permettant de définir un volume simple. Le volume choisi est un cylindre à base elliptique pour chaque segment.



**Figure 8 : Modèles du bassin et du tronc**

- $H_t$  est la hauteur du tronc calculée comme la distance entre le point milieu des trois marqueurs du bassin et le milieu des marqueurs collés sur les acromions
- $b_t$  est le grand axe de la base du tronc calculé comme la distance entre les acromions
- $a_t$  est le petit axe de la base du tronc calculé comme le double de la distance entre le milieu des acromions et le marqueur placé sur l'épineuse de la vertèbre C7
- $H_b$  est la hauteur du bassin calculée comme la distance entre le point milieu des trois marqueurs du bassin et le milieu des têtes fémorales
- $b_b$  est le grand axe de la base du bassin calculé comme la distance entre les acromions
- $a_b$  est le petit axe de la base du bassin calculé comme la distance entre le milieu des marqueurs placés sur les épines antérieures et le marqueur placé sur l'épine postérieure

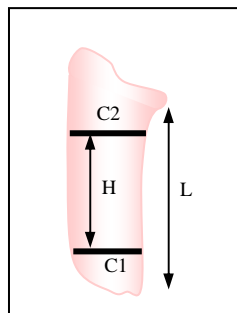
#### 2.1.5 Calcul des paramètres d'inertie segmentaires

Pour le membre sain, on calcule les volumes des segments à partir des dimensions définies précédemment et relevées sur le sujet. Pour chaque type de volume, l'annexe IV définit les formules analytiques de calcul à partir de ces dimensions. On utilise les densités fournies par Yeadon (Yeadon 1990) à partir des données de Dempster (Dempster 1955) pour calculer la masse du segment.

**Tableau 11 : Densité de Dempster**

Segment	Densité (kg/l)
Tête	1.11
Tronc	0.92
Bras	1.07
Avant bras	1.13
Bassin	1.01
Cuisse	1.05
Jambe	1.09
Pied	1.1

La position du centre de gravité et la matrice d'inertie sont déterminées géométriquement (voir formules en annexe IV).

**Figure 9 : Mesures utilisées pour le modèle d'emboîture**

Pour le membre prothétique, la détermination des densités a été réalisée expérimentalement (De Almeida and Sapin 2005).

Pour l'emboîture, une densité moyenne a été déterminée à partir de mesures sur trois emboîtures différentes. Les circonférences C1 et C2, la hauteur H, sont mesurées sur l'emboîture. La masse est déterminée à l'aide d'une balance de précision 1 gramme.

Pour calculer le volume du tronc de cône évidé correspondant, un premier choix serait de prendre la hauteur H entre les circonférences. Cependant, ce choix amène à négliger une partie importante de matière. Ainsi, on aurait un volume minoré et donc une masse volumique majorée, ce qui peut nuire au modèle.

Par conséquent, on choisit de prendre comme hauteur du tronc de cône, la distance entre l'ischion et l'extrémité distale de l'emboîture (notée L).

**Tableau 12 : Mesures caractéristiques de 3 emboîtures**

N° de l'emboîture	Masse [kg]	Circonférence C1 [m]	Circonférence C2 [m]	Hauteur H [m]	Hauteur L [m]
1	1,338	0,435	0,430	0,150	0,275
2	1,422	0,485	0,425	0,170	0,275
3	1,421	0,460	0,410	0,170	0,280

On calcule pour chaque emboîture, le volume du tronc de cône d'épaisseur  $e = 10\text{mm}$  puis la masse volumique en  $\text{kg/m}^3$ . La densité retenue est la moyenne de ces densités.

**Tableau 13 : Volumes et masses volumiques déduites des mesures sur 3 emboîtures**

N° de l'emboîture	Volume [m <sup>3</sup> ]	Masse volumique [kg/m <sup>3</sup> ]
1	0,0012	1104
2	0,0013	1104
3	0,0012	1146
Moyenne =		1118

La masse de l'insert utilisée dans le modèle correspond à la moyenne de la masse de quatre inserts couramment utilisés.

**Tableau 14 : Masses mesurées de 4 inserts**

N° de l'insert	Référence	Matière	Masse [kg]
1	2R49 Otto Bock	Titane	0,085
2	4R72 Otto Bock	Titane	0,083
3	4R52 Otto Bock	Titane	0,076
4	Streifenfeder 10A50/A70	Titane	0,087
Moyenne =			0,08

La partie jambe est constituée d'un tube recouvert de mousse esthétique. La densité de la mousse a été déterminée à partir d'un volume de mousse dont les dimensions ont été mesurées et la masse déterminée à l'aide de la balance de précision 1 gramme. Les densités pour la partie tube sont des valeurs usuelles pour chaque matériau. La densité qui convient est choisie lors de la saisie des paramètres anthropomorphiques. La masse du genou (considérée comme ponctuelle) est une donnée d'entrée du calcul. Elle est déterminée à partir du type de genou décrit dans le questionnaire médical et des données des constructeurs.

Chaque type de pied a une densité et une répartition de masse différentes. Sous l'hypothèse que la répartition de masse est homogène dans le pied prothétique modélisé, on cherche à déterminer une densité pour chaque catégorie de pied : les pieds à gomme avec âme en bois, les pieds articulés et les pieds à lames. Des mesures de masse et de paramètres anthropométriques ont été réalisées sur dix pieds. Des pieds de pointures différentes ont été choisis pour chaque catégorie afin de déterminer l'évolution du modèle en fonction de la pointure. On calcule, à partir des mesures sur chaque pied, le volume du cylindre (modèle géométrique choisi pour le pied) correspondant et on en déduit la masse volumique.

**Tableau 15 : Masses volumiques obtenues expérimentalement pour différents pieds**

Pied	Pointure	Masse (kg)	CdG (m)	l (m)	c (m)	Volume (m <sup>3</sup> )	Masse Volumique (kg/m <sup>3</sup> )
Ottobock 1D10	24	0,346	0,177	0,17	0,22	0,00065	528
Ottobock 1D10	27	0,52	0,287	0,19	0,24	0,00087	597
Ottobock 1D10	29	0,643	0,386	0,21	0,25	0,00104	616
Moyenne						0,00086	580
Ossur Flex Foot	26	0,568	0,319	0,185	0,23	0,00078	729
Ossur Flex Foot	27	0,629	0	0,19	0,24	0,00087	722
Moyenne						0,00082	726
Ottobock 1C40	26	0,638	0,284	0,185	0,24	0,00085	752
Ottobock 1C40	28	0,676	0,321	0,21	0,25	0,00104	647
Moyenne						0,00095	700
SACH	23	0,375	0,182	0,17	0,195	0,00051	729
Articulé	26	0,651	0,319	0,19	0,225	0,00076	850

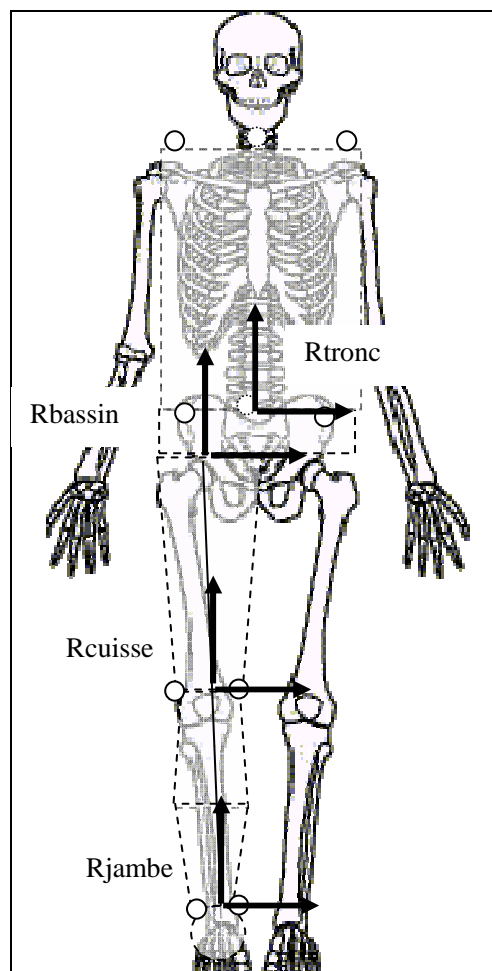
La validation de cette méthode est présentée au chapitre 4.

## 2.2 Calcul des champs d'accélération des segments

L'étape précédente nous a permis de connaître la position du centre de gravité de chaque segment dans un repère local lié à chaque segment (voir annexe IV). Pour accéder à la position du centre de gravité dans le repère global de mesure, il faut connaître la position du repère local à chaque instant dans le repère global. Cette détermination nécessite donc un recalage du modèle géométrique sur le modèle biomécanique défini pour l'analyse de la cinématique.

### 2.2.1 Recalage du modèle géométrique sur le modèle biomécanique

Le plus simple est d'assimiler pour chaque segment le repère principal d'inertie au repère anatomique défini pour le modèle biomécanique. Bien que cette superposition ne soit pas démontrée, la plupart des études font cette hypothèse (Dumas et al. 2004). La Figure 10 définit le recalage entre les deux modèles (détaillé en annexe IV).



**Figure 10 : Position des marqueurs, des repères propres et des modèles associés aux segments en vue de face**

Pour chaque segment p (p=1 à 5) la démarche est alors la suivante :

On calcule le repère propre (repère anatomique assimilé au repère principal d'inertie) du segment à chaque instant i Rp(i). On calcule la matrice de homogène de passage  $T_{RoRp}(i)$  entre le repère vicon de référence et le repère propre à chaque instant. On effectue le changement de repère du repère Rp vers le repère Ro du point Gp centre de gravité du segment p.

$$\overrightarrow{OoGp(i)} \Big|_{Ro} = T_{RoRp}(i) * \overrightarrow{OpGp} \Big|_{Rp}$$

### 2.2.2 Calcul des accélérations des centres de gravité

A partir de la détermination du vecteur position de G pour chaque segment dans le repère global, on peut obtenir la vitesse et l'accélération dans le repère global du centre de gravité G.

Pour cela, on doit dériver les coordonnées de G. Nous avons vu au chapitre 2 § 1.3.2 les différentes méthodes de filtrage et de dérivation numérique. Parmi ces méthodes, la plus utilisée dans la littérature sur les calculs de dynamique inverse est le filtrage par filtre passe bas récursif de Butterworth et la dérivation par différences finies centrées. Nous utiliserons dans notre étude un filtrage par filtre de Butterworth récursif du 4<sup>ème</sup> ordre avec une fréquence de coupure de 5 Hz.

La technique de dérivation choisie est une dérivation par différences finies centrées d'ordre 4 :

$$F_1' = \frac{F_{i-2dt} - 8F_{i-dt} + 8F_{i+dt} - F_{i+2dt}}{12dt}$$

On précise que pour ne pas perdre les valeurs de début et de fin de tableaux, on calcule les deux premières et dernières dérivées comme suit :

$$F_1' = \frac{F_2 - F_1}{dt} \quad \text{et} \quad F_n' = \frac{F_n - F_{n-1}}{dt}$$

$$F_2' = \frac{F_3 - F_1}{2dt} \quad \text{et} \quad F_{n-1}' = \frac{F_n - F_{n-2}}{2dt}$$

Pour la dérivation double, le signal filtré et dérivé une première fois selon les méthodes précédentes est de nouveau filtré avant la seconde dérivation (avec les mêmes méthodes).

La validation du calcul de l'accélération d'un point par cette méthode a été effectuée et est présentée au chapitre 4.

### 2.2.3 Calcul des vitesses angulaires

Pour le calcul de la vitesse angulaire, nous avons vu au chapitre 2 que deux méthodes peuvent être utilisées. Dans cette étude, nous avons utilisé la méthode utilisant les matrices homogènes présentées en annexe II.

La dérivation de la matrice homogène est obtenue en appliquant la technique décrite pour les coordonnées de G à chaque membre de la matrice homogène.

## 2.3 Calcul des torseurs d'actions mécaniques au sol et dans les articulations

### 2.3.1 Action mécanique de contact du sol sur le pied

Si l'action mécanique du sol sur les pieds est l'inconnue à trouver, on doit isoler l'ensemble du corps.

Le bilan des actions mécaniques appliquées sur le système donne :

- Action de la pesanteur sur le système
- Action du sol sur les pieds

Le principe fondamental de la dynamique s'écrit alors :

$$\{D_S^{Ro}\}_P = \{pes \rightarrow S\}_P + \{sol \rightarrow S\}_P$$

où  $\{D_S^{Ro}\}_P$  est le torseur dynamique du système S dans le repère Ro exercé au point P  $\{pes \rightarrow S\}_P$  est le torseur d'action de la pesanteur sur l'ensemble du système exprimé en P et  $\{sol \rightarrow S\}_P$  est le torseur d'actions mécaniques de contact du sol sur le système exprimé au point P.

Pour notre système multicorps rigides, on a

$$\begin{aligned} \{D_S^{Ro}\}_P &= \{D_{tronc}^{Ro}\}_P + \{D_{bas\ sin}^{Ro}\}_P + \{D_{cuisseD}^{Ro}\}_P + \{D_{cuisseG}^{Ro}\}_P + \dots \\ &+ \{D_{jambeD}^{Ro}\}_P + \{D_{jambeG}^{Ro}\}_P + \{D_{piedD}^{Ro}\}_P + \{D_{piedG}^{Ro}\}_P \end{aligned}$$

Pour chaque segment :

$$\{D_{Si}^{Ro}\}_P = \left\{ \overrightarrow{\delta(S_i / Ro, P)} = \overrightarrow{\delta(S_i / Ro, G_i)} + \overrightarrow{PG_i} \wedge m_i \overrightarrow{\Gamma(G_i / Ro)} \right\}$$

et

$$\overrightarrow{\delta(S_i / Ro, G_i)} = \left[ \frac{d\overrightarrow{\sigma(S_i / Ro, G_i)}}{dt} \right]_{Ro}$$

$$\overrightarrow{\sigma(S_i / Ro, G_i)} = I(S_i, G_i) \overrightarrow{\Omega(S_i / Ro)}$$

De même :

$$\begin{aligned} \{pes \rightarrow S\}_P &= \{pes \rightarrow tronc\}_P + \{pes \rightarrow bas\ sin\}_P + \{pes \rightarrow cuisseD\}_P + \{pes \rightarrow cuisseG\}_P + \dots \\ &+ \{pes \rightarrow jambeD\}_P + \{pes \rightarrow jambeG\}_P + \{pes \rightarrow piedD\}_P + \{pes \rightarrow piedG\}_P \end{aligned}$$

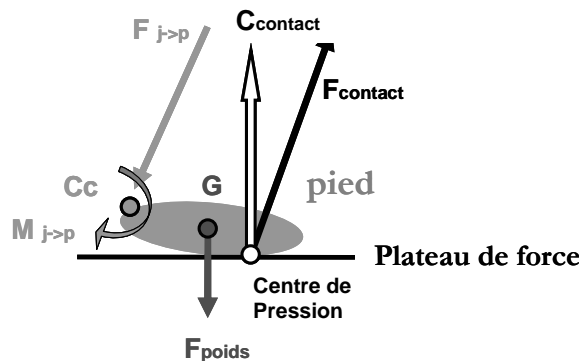
A partir des méthodes présentées aux paragraphes précédents, on dispose de l'ensemble des données nécessaires au calcul du torseur dynamique et du torseur d'action de la pesanteur sur chaque segment. En écrivant le principe fondamental au point C (centre de pression), on pourra alors calculer le torseur d'action mécanique du sol sur le système exercé au centre de pression.

La comparaison de ce torseur avec celui mesuré par les plateformes de force nous permettra de valider notre méthode de calcul.

### 2.3.2 Action mécanique intersegmentaire

L'intérêt de l'étude des torseurs intersegmentaires a été montré au chapitre 2 au § 2.1. Les segments du modèle sont articulés entre eux. Dans cette partie de l'étude, les inconnues sont les actions exercées par les segments les uns sur les autres. Pour calculer les actions mécaniques dans les articulations, on isole la partie du système sous-jacente à l'articulation. On réalise ainsi une section virtuelle au niveau de l'articulation concernée.

Par exemple pour la cheville (Figure 11), on isole le pied seul. Le bilan d'actions mécaniques contient l'action mécanique de la pesanteur sur le pied (résultante  $F_{poids}$  exercé au centre de gravité G), l'action mécanique de contact du sol sur le pied (résultante  $F_{contact}$  et moment  $C_{contact}$  exercés au centre de pression) et l'action mécanique intersegmentaire exercée par la jambe sur le pied (résultante  $F_{j \rightarrow p}$ , moment  $M_{j \rightarrow p}$  exercé au centre de la cheville  $C_c$ ).



**Figure 11: Schéma représentant les actions mécaniques extérieures s'exerçant sur le pied isolé**

L'application du principe fondamental de la dynamique écrit en  $C_c$  centre de la cheville donne alors :  $\{D_{pied}^{Ro}\}_{C_c} = \{pes \rightarrow pied\}_{C_c} + \{sol \rightarrow pied\}_{C_c} + \{jambe \rightarrow pied\}_{C_c}$

On peut calculer le torseur dynamique et le torseur de l'action de la pesanteur sur le pied exprimés au centre de la cheville à partir des méthodes décrites au paragraphe précédent. L'action du sol sur le pied est donnée par la mesure grâce à la plateforme de force. L'action mécanique intersegmentaire de la jambe sur le pied peut être interprétée comme l'action qui s'exerce au sein de l'articulation. On l'exprime au centre de l'articulation.

Pour les autres articulations, on utilise la même démarche en isolant successivement les segments et en utilisant le torseur d'action intersegmentaire calculé pour le segment précédent.

### 3 Protocole et outils de traitement

#### 3.1 Protocole

##### 3.1.1 Salle

Toutes les mesures réalisées au cours de cette thèse ont été effectuées au Centre d'Etudes et de Recherche pour l'Appareillage des Handicapés (Antenne de Créteil). Pour cela, une salle a été entièrement dédiée à l'installation d'un laboratoire d'analyse de la marche. Cette implantation présentait l'avantage de pouvoir examiner les patients au cours de leur consultation au centre d'appareillage. La Figure 12 montre la salle au moment des mesures effectuées pour cette thèse. La longueur de la salle est 9 m et la largeur 4 m environ. Cet espace est suffisant pour permettre le démarrage et l'arrêt de la marche en dehors de la zone de mesure qui représente un volume d'environ 2.5m\*0.7m\*1.8m. Une fosse au centre de la salle a permis d'installer les plateformes de force sous le niveau du sol. Un couvercle de bois recouvert de moquette rase comme l'ensemble de la salle permet de dissimuler ces plateformes au sujet. Les plateformes sont espacées de 0.2m.



**Figure 12 : Photo de la salle d'analyse du mouvement**

##### 3.1.2 Matériel

Le matériel installé dans la salle était composé d'un système optoélectronique VICON® à 12 caméras infrarouges. Parmi ces 12 caméras, 6 étaient des caméras de taille normale (Figure 13) disposées autour de la salle de mesure sur des supports muraux et 6 étaient des minis caméras (Figure 13). Ces



dernières étaient placées sur le sol autour de la zone de mesure pour faciliter la capture des 6 marqueurs placés sur le pied. Ce dispositif assurait que l'ensemble des marqueurs soit vu par au moins 2 caméras tout au long de la marche.



**Figure 13 : Photos des deux types de caméras utilisées**

Deux plateformes de force AMTI® à jauges de déformations étaient implantées dans la fosse et permettaient d'enregistrer le torseur d'actions mécaniques exercées par le pied sur la plateforme.

Deux caméras vidéo numériques étaient placées de face et de profil pour enregistrer les différents passages du sujet.

### 3.1.3 Déroulement de l'examen

L'examen débutait par un questionnaire différent selon qu'il s'agisse d'un sujet sain ou amputé. Les sujets amputés étaient systématiquement examinés par le médecin du CERAH et un questionnaire spécifique destiné à analyser leur niveau d'activité, leur état de santé et la constitution de leur appareillage était rempli. Le questionnaire utilisé est reproduit en annexe V. On demandait alors au sujet de s'équiper d'un short et d'un T-shirt permettant d'atteindre les différents points anatomiques à palper. Le protocole de mesure des données anthropométriques débutait alors avec une mesure à l'aide d'un mètre ruban des différentes grandeurs définies en annexe V.

Le sujet était alors équipé des marqueurs anatomiques sur le tronc et le bassin et des marqueurs anatomiques et des ancillaires sur le membre inférieur droit. Une première acquisition en position statique avait pour but d'obtenir la position des différents segments dans cette position de référence et de mesurer simultanément les coordonnées des marqueurs anatomiques et des marqueurs placés sur les ancillaires. La même opération était répétée en équipant cette fois le membre inférieur gauche sans retirer les ancillaires du côté droit. A l'issue de ces phases d'acquisition statique, les marqueurs anatomiques des segments équipés d'ancillaires étaient retirés.

La phase suivante avait pour but de déterminer les coordonnées du centre de la tête fémorale dans le repère bassin. Pour cela, on demandait au sujet d'effectuer 5 mouvements de flexion extension de hanche

suivis de 5 mouvements d'abduction adduction de hanche selon le protocole proposé par Piazza (Piazza et al. 2001). Ces mouvements étaient plus faciles à réaliser pour les personnes amputées que des mouvements de circumduction de hanche. Lorsque l'appui était réalisé sur la prothèse, un support (type déambulateur) permettait à la personne de s'équilibrer pour réaliser ces mouvements.

Enfin, le sujet réalisait des allers-retours jusqu'à ce que 10 de ces allers-retours aient pu être enregistrés correctement, c'est-à-dire que chaque pied ait touché chacune des plateformes séparément. L'obtention de ces 10 allers-retours nécessitait une phase d'entraînement plus ou moins longue selon les sujets.

### **3.2 Outil de traitement**

Une fois les mesures terminées pour un sujet, nous disposions de 14 fichiers Excel® (2 pour chaque phase statique, 2 pour l'identification des têtes fémorales et 10 marches) contenant pour chaque acquisition les coordonnées des marqueurs placés sur le sujet et les données enregistrées par les plateformes de force au cours du temps. Pour traiter ces données, un programme informatique a été développé sous Matlab®. L'objectif de ce programme était bien sûr d'automatiser le traitement et de gagner du temps mais aussi de permettre une utilisation conviviale des données d'analyse de la marche. Pour cela, deux modules ont été développés, sous forme d'interfaces graphiques utilisables sans intervenir sur le code.

Ce programme a été développé dans un souci de permettre une évolution du protocole. Pour cela, un fichier texte rempli par l'utilisateur déclare les différents segments et articulations étudiés et les noms des marqueurs associés à chaque segment.

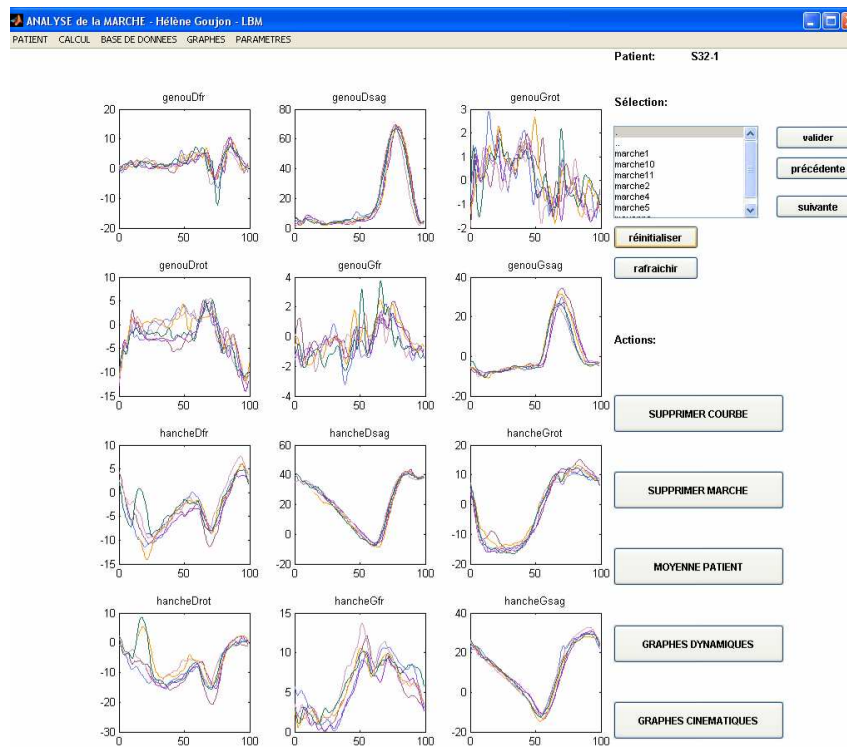
Ce programme a été utilisé par plusieurs personnes au Laboratoire de Biomécanique et au CERAH. Un organigramme du programme et une notice d'utilisation sont disponibles.

#### *3.2.1 Module de traitement des données*

Les objectifs de ce module sont :

- l'entrée des données cliniques et anthropométriques
- le calcul de la cinématique et de la dynamique pour chaque marche
- la suppression de certains graphes visuellement aberrants
- le calcul des moyennes pour les différentes courbes
- le calcul des paramètres à partir des courbes moyennes

Les calculs peuvent être effectués sur un sujet ou un groupe de sujets. L'utilisateur peut choisir les graphes qu'il veut afficher et la gestion de la suppression des graphes se fait par simple clic sur les courbes concernées.



**Figure 14 : Fenêtre de traitement des données du patient**

### 3.2.2 Module de visualisation des graphes

Les objectifs de ce module sont :

- la visualisation des graphes (ensemble des courbes, moyenne avec ou sans écart type) par sélection dans une liste
- la superposition de graphe de patients différents
- la superposition sur le graphe d'un corridor choisi par l'utilisateur
- la mise en forme des images
- l'enregistrement des graphes au format image

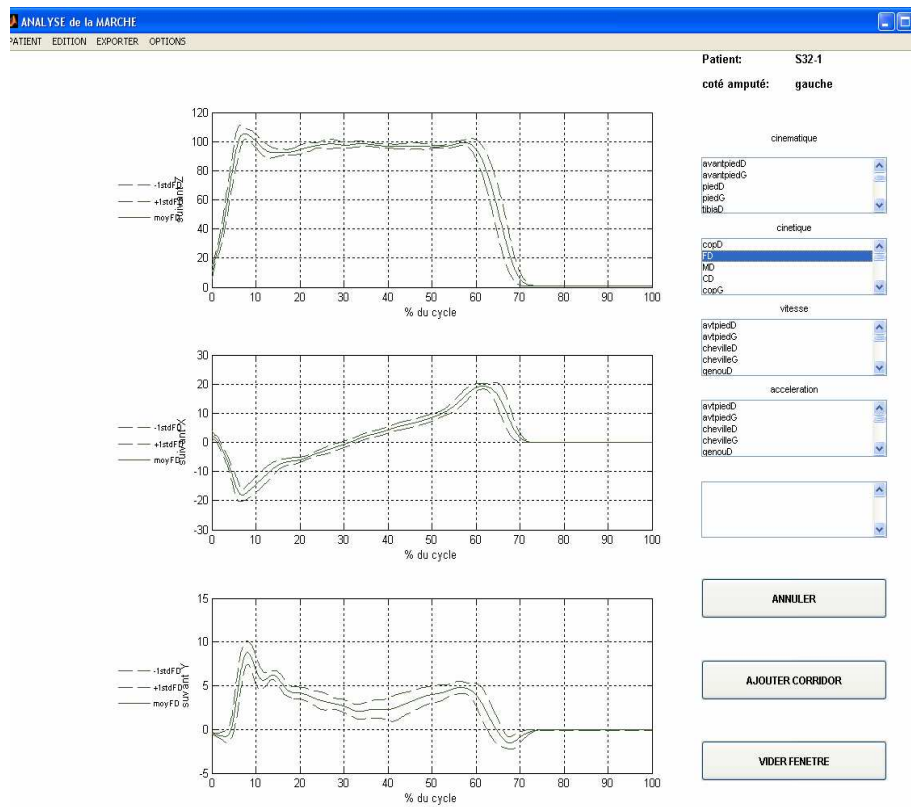


Figure 15 : Fenêtre d'affichage des graphes

## 4 Synthèse

A l'issue de cette première partie du travail, nous disposons d'un protocole et des outils de traitement associés pour exploiter les données. La suite du travail consistait donc naturellement à valider l'ensemble de ces méthodes avant de les appliquer à un échantillon de sujets et de patients



## ***Chapitre 4 Travail personnel : Evaluation du protocole***

L'évaluation du protocole de mesure est essentielle pour définir son domaine d'utilisation. Comme nous l'avons vu au chapitre 1, cette évaluation doit être réalisée en terme de précision et de répétabilité des résultats de l'analyse cinématique et dynamique.

La première partie de cette évaluation concerne l'analyse cinématique. La précision de cette analyse est limitée par différentes sources d'erreurs décrites au chapitre 1 § 2.3.1. Une évaluation de l'influence de chacune d'elle sur la précision de l'analyse cinématique est proposée dans cette partie.

La deuxième partie du chapitre est consacrée à l'évaluation de la précision de l'analyse dynamique. Les incertitudes potentielles présentées au chapitre 2 § 2.2 sont quantifiées.

Enfin, la dernière partie présente le protocole de répétabilité mis en place pour caractériser la dispersion intra individuelle.

### **1 Précision des calculs de cinématique**

#### **1.1 Introduction**

L'analyse du mouvement tridimensionnelle nécessite la détermination de la position et de l'orientation de repères considérés rigidement liés aux segments osseux. Cette détermination est réalisée dans notre protocole par la reconstruction, à chaque instant, de la position tridimensionnelle de marqueurs liés à la surface des segments corporels par l'intermédiaire du système de mesure optoélectronique Vicon®. Les résultats seront donc soumis aux incertitudes de mesure du système de capture du mouvement et au non respect de l'hypothèse de rigidité du aux mouvements de la peau par rapport à l'os. De plus, pour que les résultats obtenus soient interprétables cliniquement, il est nécessaire d'établir un lien entre les repères utilisés pour suivre le mouvement des segments au cours du temps et des points anatomiques de l'os. Pour cela, un certain nombre de reliefs anatomiques doivent être identifiés par palpation ou par détermination fonctionnelle (voir chapitre 1 § 2.2). Les incertitudes d'identification de ces reliefs vont également se propager dans les calculs de cinématique et limiter la fiabilité des résultats.

Les méthodes d'évaluation de l'ensemble de ces incertitudes proposées dans la littérature ont été décrites au chapitre 1 § 2.3. Les différents résultats obtenus montrent qu'il est indispensable de quantifier ces incertitudes pour chaque protocole de mesure mis en place. Dans cette partie, nous allons donc présenter successivement les méthodes retenues puis les résultats obtenus pour le protocole décrit au chapitre 3.

#### **1.2 Matériel et méthodes**

Dans ce paragraphe, les méthodes choisies pour évaluer les sources d'incertitudes sont exposées. Les résultats seront donnés au § 1.3 de ce chapitre.

### 1.2.1 Estimation de l'incertitude de mesure sur la position d'un marqueur isolé

Nous avons vu au chapitre 1 paragraphe 2.3.3 que l'évaluation de la précision d'un système de mesure pour une mesure donnée nécessitait la connaissance d'une valeur de référence. Dans le cas de notre application, nous cherchons à mesurer les coordonnées de marqueurs isolés. Cependant, nous ne disposons pas d'un système capable de nous fournir les coordonnées d'un marqueur placé dans le volume de mesure avec une précision supérieure au système à évaluer. Nous allons donc utilisé la méthode proposée par Ehara (Ehara et al. 1995; Ehara et al. 1997) qui consiste à utiliser une distance connue entre deux marqueurs pour déterminer l'incertitude sur chaque marqueur.

Les deux matériels utilisés sont des bâtons en T (T1 et T2) comportant deux marqueurs à chaque extrémité de la barre du T. La distance entre les centres des marqueurs a été mesurée à l'aide d'une machine à mesurer tridimensionnelle. La précision de cette machine est inférieure à 5 microns.

Les caractéristiques des deux bâtons sont les suivantes :

**Tableau 16 : Caractéristiques des objets de référence utilisés pour l'évaluation de la précision**

	Distance entre les centres des marqueurs (en mm)	Diamètre des marqueurs (en mm)
T1	114.20	14 mm
T2	225.72	14 mm

Les objets T1 et T2 ont été déplacés dans l'ensemble du volume de mesure à deux reprises chacun des jours différents pendant un intervalle de l'ordre de 100 secondes. Pour chaque essai, on peut calculer la distance entre les deux marqueurs à chaque instant soit environ 5000 distances. Connaissant la valeur vraie de cette distance (valeur de référence), on calcule l'écart  $E_i$  entre la distance mesurée et la distance vraie pour les  $i$  mesures. On peut alors déterminer la moyenne  $M_j(E_i)$  et l'écart type  $\sigma_j(E_i)$  de cet écart pour les  $j$  essais. Le maximum de ces deux valeurs sur l'ensemble des essais nous fournit une estimation de l'erreur systématique  $E$  et de l'erreur aléatoire  $U$  de mesure d'une distance par notre système de mesure dans le volume de mesure utilisé pour les analyses cinématiques. Or, l'incertitude sur la mesure d'une distance  $d$  entre deux marqueurs comporte les incertitudes sur la mesure d'un marqueur isolé pour chacun des marqueurs utilisés  $p_1$  et  $p_2$ .

$$E_d = E_{p1} + E_{p2}$$

$$U_d^2 = U_{p1}^2 + U_{p2}^2$$

On en déduit les erreurs systématique et aléatoire sur la mesure de la position d'un marqueur isolé :

$$E_p = \frac{E_d}{2}$$

$$U_p = \frac{U_d}{\sqrt{2}}$$

Les résultats pour notre système de mesure sont donnés au paragraphe 1.3.1 du présent chapitre.

### 1.2.2 Estimation de la répétabilité du placement des points anatomiques

L'estimation de l'incertitude sur la position des points anatomiques est plus difficile pour deux raisons. Tout d'abord, l'obtention d'une valeur de référence de la position 3D de ces points anatomiques nécessite l'accès à la géométrie de la structure osseuse. In vivo, seules les techniques radiographiques nous permettent de connaître cette géométrie, avec les problèmes liés à l'irradiation des sujets que cela implique. De plus, même avec cette géométrie, la détermination d'une valeur de référence reste ambiguë. En effet, les reliefs palpés sont des surfaces anatomiques relativement larges et incurvés et non des points discrets clairement identifiables. Pour ces deux raisons, l'estimation de l'incertitude sur la position des points anatomiques palpés se limitent, dans la littérature, à l'étude de la répétabilité du placement de ces points sur la peau (Della Croce et al. 1999), (Rabuffetti et al. 2002)). Seule la détermination du centre de la tête fémorale fait exception, puisque l'étude de Leardini (Leardini et al. 1999) compare les coordonnées de celle-ci dans le repère bassin pour différentes méthodes de détermination avec des coordonnées de référence obtenues à partir de deux stéréoradiographies.

Dans notre protocole, nous utilisons des marqueurs collés sur les reliefs anatomiques des membres inférieurs, du bassin et du tronc (voir annexe III). Nous utilisons également la méthode fonctionnelle décrite par Leardini (Leardini et al. 1999) pour déterminer le centre de la tête fémorale dans le repère bassin.

Notre étude sur la position des points anatomiques a comporté plusieurs étapes :

- a) Validation de la méthode fonctionnelle sur dispositif expérimental en estimant l'incertitude sur la position du centre d'une rotule
- b) Estimation de l'incertitude sur la position du centre de la tête fémorale dans le repère bassin défini par les marqueurs externes
- c) Estimation de la répétabilité sur la position des marqueurs anatomiques des membres inférieurs

Etape a) :

Pour valider la méthode fonctionnelle, nous avons utilisé un dispositif expérimental du même type que celui proposé par Piazza (Piazza et al. 2001). Ce dispositif comporte une liaison rotule mécanique entre une barre métallique représentant le fémur et un support représentant le bassin (Figure 16). Sur le support 3 marqueurs sont placés à des distances cohérentes avec celles existantes entre les points anatomiques du bassin. Sur la barre, l'ancillaire fémur décrit au chapitre 3 est fixé rigidement. Les coordonnées du centre de la rotule dans le repère support sont évaluées à  $[-99, -85, 3]$  à l'aide d'un pied à coulisse. Compte tenu de la forme du montage, l'erreur de mesure est de l'ordre du millimètre.





**Figure 16 : Dispositif expérimental utilisé pour la validation de la détermination du centre de la tête fémorale**

Le dispositif est ensuite utilisé dans le volume de mesure défini par le protocole. La barre est manœuvrée de façon à représenter des mouvements anatomiques du fémur par rapport au bassin. Pour évaluer l'influence des mouvements réalisés, 10 essais sont réalisés avec 10 mouvements de circumduction par essai et 10 essais avec 10 mouvements de flexion-extension suivis de 10 mouvements d'abduction-adduction par essai.

Pour chaque essai, le centre de la rotule est déterminé dans le repère bassin par la méthode décrite par Leardini (Leardini et al. 1999). L'écart entre les coordonnées calculées et les coordonnées théoriques est alors obtenu pour les 20 essais. La distance entre le centre calculé et le centre théorique de la rotule est également recherchée. On peut alors comparer la moyenne et l'écart type obtenus pour les deux séries de mouvement. On peut également caractériser par ces grandeurs la performance de la méthode fonctionnelle dans ce cas idéal où seules les incertitudes de mesure du système optoélectronique interviennent.

Etape b) :

Cette étape nécessite l'accès à la géométrie osseuse. Pour l'obtenir, nous avons utilisé les stéréoradiographies de 11 sujets amputés. Ces patients ont été radiographiés dans le cadre d'une étude sur la reconstruction géométrique du moignon (Lansade and Fodé 2005). Le système de radiographie utilisé est le système EOS® (collaboration Biospace-LBM-Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie de Montréal). Il s'agit d'un système de stéréoradiographie caractérisé par un système de balayage vertical et une acquisition simultanée de deux radiographies orthogonales. Les avantages de ce système sont la faible dose d'irradiation (détecteurs gazeux basés sur les travaux de Georges Charpak), la possibilité de réaliser les radiographies en position érigée sous charge, la possibilité d'obtenir des modélisations tridimensionnelles en appliquant des méthodes de reconstruction 3D à partir de stéréoradiographies. Ces 11 sujets ont également participé à une analyse de la marche avec le protocole décrit au chapitre 3. Les caractéristiques de ces sujets sont présentées dans le Tableau 17.

**Tableau 17 : Caractéristiques des sujets pour l'étude sur la précision de détermination du centre de la tête fémorale**

N° sujet	Age	Taille	Poids	Côté d'amputation	Niveau d'amputation
S28	39	156	49	G	Tiers inférieur
S25	48	156	52	G	Tiers moyen
S30	54	165	52	G	Tiers inférieur
S40	48	156	50	D	Tiers inférieur
S41	67	171	78	G	Tiers inférieur
S27	46	174	71	G	Tiers inférieur
S36	28	183	80	G	Tiers inférieur
S37	37	165	49	D	Tiers inférieur
S34	59	171	65	D	Tiers inférieur
S29	37	188	105	D	Tiers moyen
S35	57	179	105	D	Tiers inférieur

Pour les 11 amputés, le protocole de stéréoradiographie comportait 3 paires de clichés tête au pied. De plus, le médecin plaçait sur le patient avant deux des prises de radiographies des marqueurs radio opaques sur les 3 points anatomiques suivants : épines iliaques antéro-supérieures, épine iliaque postéro-supérieure droite. Le même médecin procédait au placement de ces marqueurs lors des analyses de la marche mais aucune marque ne permettait le remplacement des marqueurs strictement aux mêmes emplacements.

Les techniques de reconstruction 3D développées au LBM et au LIO nous permettaient par l'intermédiaire du logiciel Idef<sup>x</sup>® de reconstruire la position tridimensionnelle des marqueurs radio opaques placés sur le patient ainsi que des centres des têtes fémorales dans le repère de mesure EOS. Pour obtenir le centre de chaque tête fémorale, une sphère parfaite dont on peut faire varier le diamètre est positionnée manuellement sur les deux clichés face et profil. La précision de la position du centre de la tête fémorale reconstruite a été établie par Baudoin (Baudoin et al. 2006) (moyenne : 1.3 mm, 2RMS : 2.9 mm, maximum : 3.5 mm).

Nous pouvons déduire de ces données la position du centre de la tête fémorale dans le repère bassin construit à partir des marqueurs externes pour chaque sujet deux fois (lors des deux prises radiographiques où les marqueurs externes ont été remplacés). On pourra donc évaluer l'impact de l'erreur de remplacement des billes sur le bassin sur la précision de la détermination du centre de la tête fémorale. A partir des données d'analyse de la marche de chacun des sujets, nous pouvons également calculer la position des centres des deux têtes fémorales dans le repère bassin obtenues à partir des mouvements de flexion et abduction décrits au chapitre 3 capturés par le système de mesure optoélectronique. Il est alors possible de comparer les résultats obtenus par les deux moyens de mesure (stéréoradiographie et système optoélectronique). Cette comparaison a déjà été effectuée par Leardini (Leardini et al. 2005). Cependant, il existe deux différences majeures entre notre travail et l'étude présentée par Leardini. Premièrement, dans le cas de Leardini, il n'y a pas de remplacement des marqueurs du bassin entre les deux examens (radiographique et de marche) alors que dans notre étude les marqueurs du bassin sont remplacés manuellement sans aide visuelle.

Deuxièmement, l'étude de Leardini porte sur des sujets asymptomatiques. Notre étude va donc permettre de comparer ses résultats avec ceux obtenus pour des sujets pathologiques dont l'amplitude de mouvement est limitée.

Etape c) :

Cette étape reprend une partie du protocole proposé par Della Croce (Della Croce et al. 1999). Deux sujets sains féminins (27 ans, 1.70m, 65 kg et 22 ans, 1.65m, 60 kg) ont été équipés des ancillaires fémur, tibia et pied décrits au chapitre 3 § 1.3 sur un membre inférieur. Pour chacun de ces sujets, un même opérateur a repéré à l'aide de marqueurs les 7 points anatomiques suivants : tête du premier métatarsien, tête du cinquième métatarsien, bord supérieur du calcaneum, malléole médiale, malléole latérale, épicondyle médial, épicondyle latéral. Cette opération est réalisée 6 fois sur chaque sujet sans retrait des ancillaires utilisés comme référence fixe. Le système de mesure optoélectronique nous fournit simultanément les coordonnées des 7 marqueurs anatomiques et des marqueurs présents sur les ancillaires pendant la durée de l'enregistrement. Le sujet étant immobile, on moyenne ces coordonnées sur toute l'acquisition. On peut alors obtenir la position de chaque marqueur anatomique dans le repère de l'ancillaire lié au segment corporel correspondant. On calcule alors une position moyenne du marqueur dans le repère ancillaire sur les 6 poses effectuées par l'opérateur pour chaque sujet. Puis, on calcule l'écart à chaque pose entre les coordonnées du marqueur et les coordonnées moyennes dans le repère ancillaire. Si la répartition de ces écarts est normale, on peut estimer l'incertitude sur la position du marqueur par  $2 \times$  l'écart type de ces écarts.

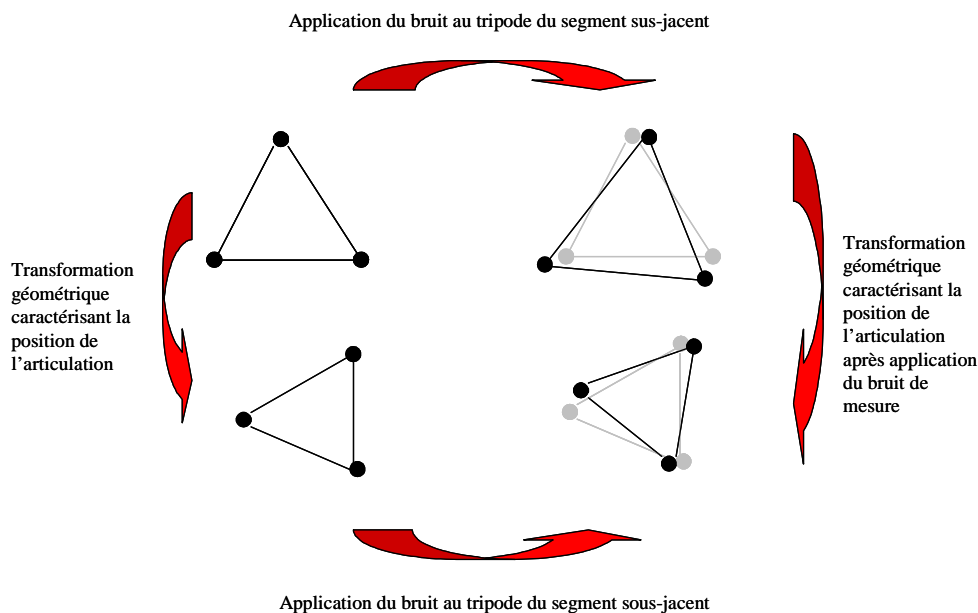
Pour la répétabilité de la détermination du centre de la tête fémorale, le premier sujet a réalisé 20 fois le protocole de flexion-abduction de hanche, décrit au chapitre 3 §3.1.3, 8 jours différents (6 fois le premier jour, 4 fois le deuxième jour, 5 fois le troisième jour et une fois chacun des 5 jours restants). On peut calculer une position moyenne du centre de la tête fémorale dans le repère bassin et l'écart pour chaque jour de la position calculée par rapport à la position moyenne. L'écart type de ces écarts est alors calculé et la normalité de la répartition des écarts est testée. Les résultats seront comparés à ceux obtenus par Della Croce au §2.3.2.

### 1.2.3 Estimation de l'incertitude sur le calcul des positions angulaires des articulations

Les différentes incertitudes, que nous avons calculées à l'aide des protocoles précédents, vont se propager dans les calculs d'analyse cinématique. Pour étudier leur propagation, nous proposons l'utilisation d'une méthode de Monte Carlo. Cette méthode consiste à simuler numériquement les incertitudes sous forme de bruit de mesure en entrée du programme de traitement et d'analyser les résultats de sortie du programme pour quantifier l'effet de ces incertitudes. Pour appliquer cette méthode, il faut définir pour chaque incertitude un bruit de mesure. Pour définir la nature du bruit, il faut étudier la répartition des incertitudes.

Pour la position des marqueurs anatomiques, le bruit choisi intervient en début de traitement pour le calcul des repères anatomiques. Si les écarts à la référence sont normalement distribués, on peut modéliser ces incertitudes par un bruit de mesure gaussien d'écart type l'écart type des écarts obtenus expérimentalement. Pour tester la normalité d'une distribution, on peut utiliser le test de Shapiro-Wilk. Pour la position des marqueurs mesurés par le système de mesure, le bruit intervient à chaque instant de mesure. Ce bruit est composé d'une composante systématique modélisée par un bruit blanc d'amplitude l'erreur systématique et une composante aléatoire modélisée par un bruit gaussien d'écart type l'erreur aléatoire.

Pour analyser les conséquences de chaque source d'incertitude (placement des marqueurs anatomiques et mesure), l'enregistrement d'une marche réalisée avec le protocole du chapitre 3 §3.1.3 a été utilisé (sujet féminin 27 ans, 1.7m, 65 kg). 500 itérations ont été réalisées avec à chaque fois application d'une erreur différente sur les mesures. La Figure 17 représente schématiquement l'opération réalisée pour une itération pour appliquer l'erreur aléatoire du système de mesure sur les marqueurs des ancillaires utilisés pour suivre le mouvement des articulations. Cette opération est réalisée à chaque acquisition. Au contraire, l'erreur de placement des marqueurs anatomiques n'est modélisée qu'une fois pour chaque itération au niveau du fichier d'acquisition statique.



**Figure 17 : Exemple d'application de l'erreur aléatoire du système de mesure**

On obtient donc 500 courbes pour chaque articulation et chaque plan de l'espace. On échantillonne l'ensemble des courbes tous les 2 % du cycle de marche. Pour les 50 instants d'échantillonnage du cycle, on calcule la moyenne, l'écart type et le maximum des 500 points obtenus. Pour chaque articulation et chaque plan, si on vérifie qu'en chacun des instants de l'échantillonnage, on observe une répartition normale de l'échantillon de 500 points, on peut alors utiliser la mesure de deux écarts types pour quantifier l'incertitude sur l'angle au cours du cycle. L'incertitude globale sur l'ensemble du cycle sera alors le maximum de ces valeurs.

#### 1.2.4 Estimation des mouvements de l'ancillaire par rapport à l'os

Les mouvements des segments osseux sont capturés à l'aide d'ancillaires, décrits au chapitre 3 §1.3, maintenus sur le segment corporel le plus rigidement possible au cours du mouvement. Cependant, des mouvements de la peau et des tissus mous par rapport à l'os ont lieu au cours de la marche (Leardini et al. 2005). Ces artefacts vont influencer les résultats de l'analyse de la marche. Il est donc important de les quantifier. Une étude portant sur le mouvement des ancillaires tibia et fémur par rapport à l'os au cours de la flexion du genou a été menée par Ingrid Südhoff (Südhoff et al. 2006) au sein du laboratoire. Cette étude a permis la comparaison de nos ancillaires avec ceux décrit par Ganjika (Ganjikia et al. 2000) et Marin (Marin et al. 1999; Marin 2000). Pour mener cette comparaison, Südhoff utilise le système de stéréoradiographie EOS décrit précédemment. 18 sujets (6 pour chaque ancillaire) ont été radiographiés 5 fois. 4 paires de radios correspondaient à 4 positions de flexion de genou différentes comprises entre 0 et 70°. Pour tester l'influence de la marche sur la mobilité de l'ancillaire, chaque sujet réalisait environ 50 cycles de marche avant une nouvelle acquisition genou en extension. Pour chaque position du genou, les repères liés aux ancillaires et les repères osseux étaient calculés à partir des reconstructions 3D réalisées à partir des images radiographiques. Entre chaque position du genou, Südhoff donne la variation de position de l'ancillaire par rapport à l'os sous-jacent exprimé dans le repère osseux. La principale limite de cette étude est que l'analyse est statique, ce qui ne permet pas de prendre en compte les phénomènes de choc ou de contractions musculaires auxquels on peut s'attendre pendant la marche. Les principaux résultats de cette étude seront présentés au §1.3.4.

### 1.3 Résultats et discussion

Les paragraphes suivants donnent les résultats pour notre application en utilisant les méthodes du § 1.2 et les compare à la littérature.

#### 1.3.1 Estimation de l'incertitude de mesure sur la position d'un marqueur isolé

En utilisant la méthode décrite au paragraphe 1.2.1 du présent chapitre, on obtient une incertitude sur la mesure d'une distance égale à  $I = E + 2U = 0.56 + 2 * 0.95$  soit 2.46 mm.

L'erreur systématique sur la mesure de la position d'un marqueur isolé est 0.23 mm et l'erreur aléatoire sur la mesure de la position d'un marqueur isolé est 0.67mm soit une incertitude globale de 1.57 mm.

Les ordres de grandeurs des erreurs systématique et aléatoire sur la mesure d'une distance correspondent à ceux trouvés dans la littérature (Ehara et al. 1997; Richards 1999). Della Croce (Della Croce and Cappozzo 2000) donne ces erreurs sur la position d'un point pour chaque coordonnée. Sur l'ensemble des coordonnées l'erreur systématique est comprise entre 1.2 et 3.3 mm et l'erreur aléatoire entre 0.1 et 1.7 mm. Nous obtenons des valeurs plus faibles surtout pour l'erreur systématique. Cette

divergence peut provenir de la différence au niveau du matériel utilisé. Della Croce n'utilise que deux caméras. Le système ne dispose donc pas d'informations redondantes pour améliorer la précision de la reconstruction de la position des marqueurs. Finalement, la variabilité des valeurs fournies dans la littérature montre la nécessité d'évaluer spécifiquement ces erreurs dans les conditions expérimentales propres à chaque protocole (nombre de caméras, volume de mesure, objet de contrôle de dimensions proches de celles des objets utilisés pour la mesure).

### 1.3.2 Estimation de l'incertitude de placement sur la position des points anatomiques

Etape a) : Validation de la méthode fonctionnelle

Le tableau suivant résume les résultats pour les écarts entre les coordonnées calculées à l'aide de la méthode fonctionnelle et les coordonnées mesurées au pied à coulisse sur le dispositif présenté au § 1.2.2. La répartition des écarts à la référence est normale pour les coordonnées suivant les trois axes du centre de la rotule dans le repère support.

**Tableau 18 : Ecart par rapport à la référence des coordonnées du centre de la rotule exprimée dans le repère support**

Mouvements	Ecart par rapport à la référence	Xsupport	Ysupport	Zsupport	3D (distance à l'origine)
Circumduction	Moyenne (mm)	-0,3	3,2	-1,1	2,6
	Ecart type (mm)	0,9	4,8	1,2	2,2
Flexion abduction	Moyenne (mm)	0,1	-4,9	-1,1	3,6
	Ecart type (mm)	1,2	4,8	1,6	2,1

Les résultats obtenus par Piazza (Piazza et al. 2001) dans une étude de même nature sont cohérents avec les ordres de grandeurs des erreurs. Pour les mouvements de flexion-abduction, il obtient une erreur de 4.4 mm +/- 0.2 mm. Il n'observe pas de différence significative associée à une modification du mouvement par contre le fait de limiter l'amplitude aboutit à une erreur de 9.1 +/- 1.5 mm pour le mouvement de circumduction d'amplitude 15°. Il note des erreurs plus importantes suivant la direction verticale. Nos résultats montrent la même tendance avec une erreur moyenne et un écart type nettement plus importants suivant l'axe Y perpendiculaire au support. Les résultats de cette analyse nous permettent de valider le calcul du centre de la rotule par la méthode fonctionnelle avec une distance maximale à la position théorique inférieure à 6.5 mm sur l'ensemble des 20 séries de mesure effectuées.

Etape b) : Estimation de l'incertitude sur la position du centre de la tête fémorale obtenue par la méthode fonctionnelle

Dans un premier temps, on cherche à évaluer l'écart dans la détermination de la position du centre de la tête fémorale entre deux acquisitions radiographiques avec remplacement des marqueurs bassin (voir protocole du § 1.2.2)

La position du centre de la tête fémorale dans le repère bassin calculé à partir des billes externes a été obtenue pour chaque sujet et pour les deux paires de clichés où ces billes ont été remplacées. L'écart entre les deux positions est alors calculé. Le tableau donne les valeurs maximales et minimales sur les 11 sujets pour chaque coordonnée de cet écart.

**Tableau 19 : Ecart minimum et maximum des coordonnées de la tête fémorale entre deux paires de radios**

Ecart entre les deux paires de radios (mm)	X tête dans repère bassin	Y tête dans repère bassin	Z tête dans repère bassin
Maximum	28,3	39,9	27,0
Minimum	-36,3	-27,1	-18,7

L'erreur de reconstruction a été évaluée à 3.5 mm au maximum. Il apparaît donc que les écarts sont dus au repositionnement des billes sur le bassin entre les deux vues. Ceci montre qu'il est essentiel d'apporter un soin particulier au placement des marqueurs anatomiques. Ces écarts peuvent paraître très importants. Cependant, il faut noter que certains patients avaient une corpulence importante au niveau de l'abdomen, d'autres présentaient des bassins fracturés. Ces circonstances rendent l'identification des repères osseux parfois très difficiles.

Le tableau suivant synthétise les résultats des écarts entre les coordonnées de la tête fémorale obtenus dans le repère bassin (marqueurs externes) par la stéréoradiographie et la reconstruction 3D d'une part et par le système optoélectronique et la méthode fonctionnelle d'autre part avec remplacement des marqueurs bassin entre les deux acquisitions. Dans le premier cas, les données proviennent du système EOS alors que dans l'autre, elles sont fournies par le système Vicon.

**Tableau 20 : Ecart entre les coordonnées des têtes fémorales dans le repère bassin obtenues les données du système EOS avec celles obtenues à partir du système Vicon**

Côté	Valeurs en mm	Ecart EOS/vicon suivant Xbassin	Ecart EOS/vicon suivant Ybassin	Ecart EOS/vicon suivant Zbassin
Lésé	Moyenne	-1,7	1,9	-2,9
	Ecart type	23,8	22,1	37,1
	Ecart max	47,8	41,7	74,5
	Ecart min	-25,5	-27,7	-64,0
Intact	Moyenne	9,5	-15,9	9,7
	Ecart type	21,4	29,0	23,6
	Ecart max	34,8	37,0	45,7
	Ecart min	-26,0	-57,1	-21,6

Ces résultats montrent que les erreurs obtenues sont du même ordre de grandeur du côté sain et du côté lésé (amputé) sauf suivant l'axe Z bassin pour lequel l'écart type du côté lésé atteint presque 4 cm. Ceci tendrait à confirmer l'hypothèse de Piazza (Piazza et al. 2001) qui suggère qu'une amplitude diminuée entraîne une augmentation de l'erreur sur la position du centre de la tête fémorale. On peut également

penser que lors de ces mouvements la prothèse peut glisser le long du moignon entraînant un effet de pompage qui met en défaut l'hypothèse de rigidité entre le fémur résiduel et l'emboîture.

Les écarts maximaux et minimaux entre les deux moyens de mesure sont plus importants que les écarts entre deux vues. Ces valeurs nous fournissent l'incertitude globale liée au remplacement des marqueurs et à la méthode fonctionnelle par rapport à la mesure sur les clichés radio considérée ici comme la référence. Pour la plupart des patients, les écarts sont du même ordre de grandeur mais supérieurs lors de la comparaison des deux méthodes par rapport à la comparaison des deux vues. L'utilisation de la méthode fonctionnelle entraîne donc une augmentation de l'incertitude sur la position du centre de la tête fémorale.

Les résultats de cette partie complètent ceux de Leardini (Leardini et al. 1999) obtenus sur 11 sujets sains. Dans le cas de l'étude de Leardini, les points anatomiques du repère bassin sont identifiés de façon identique au cours de la stéréoradiographie et de la mesure optoélectronique. Les valeurs obtenues pour l'erreur moyenne et l'écart type sont 3.8 (6.1) suivant x, 2.5 (5.9) suivant y, -2.1 (3.7) suivant z et 11.8 (4.1) pour la distance au centre du repère bassin.

En conclusion, on voit que la précision du placement des marqueurs anatomiques est essentielle et que la morphologie des patients est un facteur déterminant de la précision des mesures que l'on peut attendre.

Etape c) : Estimation de la répétabilité du placement des marqueurs anatomiques du membre inférieur

Le tableau suivant résume les résultats obtenus en utilisant le protocole et les calculs du § 1.2.3 et les compare à l'étude proposée par Della Croce (Della Croce et al. 1999).

**Tableau 21 : Dispersion sur la position des marqueurs anatomiques du membre inférieur dans les repères ancillaires pour 6 poses par le même opérateur sur 2 sujets différents**

Os	Points	2 $\sigma_x$ (mm)	2 $\sigma_y$ (mm)	2 $\sigma_z$ (mm)	2 $\sigma_{3D}$ (mm)	Della Croce (RMS)
Fémur	Epycondyle latéral	16.79	10.02	7.72	10.7	10.0
	Epycondyle médial	16.17	8.91	11	9.97	9.8
Tibia	Malléole latérale	3.4	9.98	6.59	9.7	7.4
	Malléole médiale	4.41	8.67	7.95	9.06	6.7
Pied	Calcanéum	5.33	2.44	4.44	3.18	10.3
	Premier métatarsien	9.54	7.41	5.72	7.5	8
	Cinquième métatarsien	7.29	3.97	6.18	3.51	6.8



**Tableau 22 : Dispersion sur la détermination de la position du centre de la tête fémorale pour des acquisitions réalisés le même jour ou des jours différents**

2*écart type des écarts à la moyenne	x (mm)	y (mm)	z (mm)	3D (mm)
Intra jour (jour 1)	16.39	18.55	23.04	16.39
Inter jour	13.78	20.30	22.32	13.78

Ces résultats permettent de quantifier les erreurs en terme de répétabilité de placement pour chaque marqueur anatomique. Pour l'ensemble des marqueurs palpés, cette erreur est inférieure à 10 mm (2\*écart type de l'écart par rapport à la position moyenne). Cette erreur est du même ordre de grandeur pour les deux sujets examinés. Par contre, elle diffère selon les points considérés. Les valeurs fournies par Della Croce (Della Croce et al. 1999) sont les RMS. Ces dispersions semblent donc supérieures à celles trouvées dans notre étude. Par contre, cet auteur mène également une étude inter examinateur en analysant la dispersion pour 6 examinateurs différents. Il montre que la dispersion est alors nettement supérieure.

Pour la tête fémorale, on obtient une répétabilité équivalente lorsque les acquisitions sont réalisées le même jour (sans remplacement des marqueurs bassin) ou des jours différents (avec remplacement des marqueurs bassin). Pour ce sujet en particulier, le placement des marqueurs sur le bassin ne présentait pas de difficultés du fait de sa morphologie. Ces résultats sont cohérents avec ceux de Mc Dermott (McDermott and Keane 2001). Ce dernier s'intéresse aux variations de localisations du centre de la tête fémorale chez 7 sujets sains obtenues à partir 5 enregistrements de mouvements de flexion extension et abduction adduction de hanche. Il donne une amplitude moyenne de variation comprise entre 8 et 14 mm pour les trois axes. L'amplitude maximale pour un sujet étant de 34.7 mm suivant un des axes.

L'intérêt des analyses précédentes est de disposer de données quantifiées concernant les incertitudes de façon à étudier leur répercussion sur les résultats en terme de position angulaire des articulations.

### 1.3.3 Estimation de l'incertitude sur le calcul des positions angulaires des articulations

Pour estimer la répercussion des incertitudes déterminées précédemment, une simulation numérique a été conduite selon la méthode décrite au paragraphe 1.2.3. Le tableau suivant récapitule les écarts-types des bruits gaussiens introduits pour les marqueurs anatomiques lors des 500 phases statiques. On introduit de plus sur l'ensemble des marqueurs au cours de l'enregistrement de la marche un bruit gaussien de moyenne 0.23 mm et d'écart type 0.67 mm pour simuler l'erreur de mesure par le système optoélectronique.

**Tableau 23 : écarts types des bruits gaussiens modélisant l'incertitude de positionnement des différents marqueurs anatomiques**

segments	Points	$\sigma_x$ (mm)	$\sigma_y$ (mm)	$\sigma_z$ (mm)
Tronc	Acromions et T1	5	5	5
Bassin	Epine iliaque antérosupérieure droite	10	10	10
	Epine iliaque antérosupérieure gauche	10	10	10
	Epine iliaque postérosupérieure droite	10	10	10
Fémur	Centre de la tête fémorale	25	25	
	Epycondyle latéral	8.5	5	4
	Epycondyle médial	8.5	4.5	5.5
Tibia	Malléole latérale	2	5	4
	Malléole médiale	2.5	4.5	4
Pied	Calcanéum	3	2	3
	Premier métatarsien	4	2	3
	Cinquième métatarsien	5	4	3

Le tableau suivant synthétise les résultats pour l'incertitude sur le calcul des positions angulaires des articulations obtenus à partir de la méthode de Monte Carlo.

**Tableau 24 : Ecart type maximal sur un cycle des positions angulaires des articulations après simulation des incertitudes de mesure**

Max(2 SD) (°)	Simulation de l'incertitude de mesure d'un marqueur isolé			Simulation de l'incertitude de placement des marqueurs anatomiques		
	frontal	horizontal	sagittal	frontal	horizontal	sagittal
avtpiedD	1.8	1.8	2.7	4.6	3.6	1.6
avtpiedG	2.0	1.8	2.6	4.7	3.2	1.3
chevilleD	1.8	1.6	2.2	3.0	0.8	2.0
chevilleG	1.8	1.9	2.0	2.1	0.5	1.9
genouD	1.6	1.6	1.6	8.9	9.1	3.2
genouG	1.7	1.9	1.6	9.2	9.0	1.5
hancheD	1.2	1.3	1.3	7.2	7.3	7.9
hancheG	1.3	1.4	1.3	7.1	6.9	8.3
bassin	0.5	0.5	0.6	7.1	7.2	8.0
tronc	0.6	0.5	1.2	3.2	3.2	7.3

On remarque que la répercussion des incertitudes de mesure du système optoélectronique est très faible (inférieure à 3° pour toutes les articulations et tous les plans). Par contre, l'incertitude sur le placement des marqueurs peut entraîner de fortes divergences jusqu'à 9° pour le genou dans le plan frontal et horizontal. Ce résultat est cohérent avec les valeurs données par Piazza (Piazza and Cavanagh 2000). Ce dernier étudie le couplage entre la rotation axiale et la flexion du genou. Pour cela, il utilise deux dispositifs expérimentaux. L'un ne possède qu'un seul degré de liberté alors que le second en possède deux et leur

rotation principale peut représenter une flexion de genou. Il montre que lorsque l'axe de flexion est erroné, on peut interpréter le mouvement du dispositif à un seul degré de liberté comme deux rotations (flexion et rotation axiale) de même que le mouvement composé du second dispositif peut apparaître comme un mouvement de flexion simple. Ce phénomène de couplage peut entraîner des mouvements apparents d'amplitude allant jusqu'à 15° au cours de la flexion. Chèze (Chèze 2000) montre que les mouvements d'abduction-adduction et de rotation interne-externe sont plus sensibles au bruit de mesure que le mouvement de flexion-extension. Della Croce (Della Croce et al. 2005) rapporte également une étude de Fioretti sur la sensibilité à la variation de direction de l'axe de flexion extension, de 4 méthodes de détermination de la cinématique du genou. Pour cela, il applique une rotation au repère anatomique lié au fémur suivant ses trois axes dans un intervalle de + ou -10°. Il observe des variations sur les positions angulaires du genou pour les 4 méthodes pouvant atteindre 10° au cours du cycle de marche.

En ce qui concerne l'articulation de hanche, Stagni (Stagni et al. 2000) étudie la répercussion d'un déplacement du centre de la hanche dans un intervalle de +/- 30 mm dans les trois directions de l'espace. L'étude montre que cette erreur entraîne une variation négligeable pour les positions angulaires de la hanche et du genou dans les trois plans de l'espace (inférieure à 1°) au cours de la marche. Cependant, l'erreur sur la position des points placés sur les épicondyles n'est pas prise en compte.

Finalement, cette partie montre qu'il est nécessaire d'apporter une attention particulière à la mise en place des marqueurs sur les reliefs osseux anatomiques et de définir précisément ces reliefs si on veut assurer une bonne répétabilité des mesures. Lors des examens réalisés sur sujets amputés, les marqueurs ont par conséquent toujours été placés par la même personne (médecin de réadaptation).

#### 1.3.4 Estimation des mouvements de l'ancillaire par rapport à l'os

L'ensemble des résultats est présenté dans l'article de Ingrid Südhoff (Südhoff et al. 2006).

Pour l'ancillaire fémur, la variation de position angulaire maximale de l'ancillaire par rapport à l'os entre deux positions de flexion du genou est de 6.9° (moyenne sur les 6 patients examinés) dans le plan horizontal. Dans le plan sagittal, cette valeur est limitée à 2.8° et dans le plan frontal à 2°. Pour la translation, on observe des valeurs pouvant atteindre 15 mm sur l'axe antéro-postérieur, 7.1 mm sur l'axe disto-proximal et 9.2 mm sur l'axe médiolatéral. Après les 50 cycles de marche la variation de position angulaire est limitée à 2.5° dans les trois plans et la variation de position linéaire reste inférieure à 10 mm sur les 3 axes. La comparaison avec les autres ancillaires montre que, pour les trois systèmes, la rotation axiale de l'ancillaire par rapport à l'os est la plus importante. D'après les résultats, notre ancillaire revient mieux en place que les autres ancillaires après les 50 cycles de marche. Parmi les 3 ancillaires, celui présentant les plus grandes mobilités est celui développé par Marin (Marin et al. 1999). Au contraire, on observe une translation plus faible de l'ancillaire proposé par Ganjikia (Ganjikia et al. 2000) suivant l'axe disto-proximal par rapport aux autres ancillaires. L'ancillaire développé au cours de notre étude a en effet le défaut de glisser suivant l'axe de la cuisse pour des sujets dont la cuisse a une morphologie fusiforme. En effet, notre ancillaire ne s'appuie pas sur l'os et n'est maintenu que par serrage sur les parties molles de la cuisse. Au contraire l'ancillaire proposé par Ganjikia possède un arc rigide maintenu par serrage sur des

reliefs osseux saillants du genou. L'inconvénient majeur est l'apparition de douleurs chez certains sujets et l'impossibilité de poser ce système sur l'appareillage des personnes amputées (puisque l'on ne dispose plus des points d'accroche nécessaires). Pour cette raison, il était impossible d'envisager l'utilisation de cet ancillaire dans notre étude.

Pour l'ancillaire tibia, les valeurs de variations de positions angulaires et linéaires maximales par rapport à l'os étaient (en moyenne sur les 6 individus)  $1^\circ$  dans le plan frontal,  $11^\circ$  dans le plan horizontal,  $0.6^\circ$  dans le plan sagittal et 15.3 mm suivant l'axe antéropostérieur, 4.0 mm suivant l'axe disto proximal et 10.1 mm suivant l'axe médiolatéral. Après les cycles de marche, la rotation reste inférieure à  $4.5^\circ$  et la translation inférieure à 6.4 mm sur les trois axes. Comparé aux autres ancillaires, notre ancillaire paraît plus mobile pour des flexions importantes (environ  $70^\circ$ ). L'ancillaire le plus performant est celui proposé par Ganjikia. On peut penser que ce meilleur résultat s'explique par un ensemble plus léger car le principe des trois ancillaires tibial est le même.

Finalement, nos ancillaires obtiennent des résultats comparables aux deux autres ancillaires testés dans cette étude. Si les mouvements angulaires moyens des ancillaires par rapport à l'os restent limités dans les plans sagittal et frontal (inférieur à  $2.8^\circ$  en moyenne sur les 6 patients), dans le plan horizontal on observe des valeurs nettement supérieures avec des valeurs maximales pour certains individus pouvant atteindre  $15.7^\circ$  pour l'ancillaire cuisse et  $23.8^\circ$  pour l'ancillaire jambe. Evidemment, ces valeurs sont très dépendantes du serrage des bandes velcro et de la morphologie du sujet. Ces résultats montrent qu'un soin particulier doit être apporté à la mise en place des ancillaires et à la vérification de leur immobilité.

## **2 Précision des calculs de dynamique**

### **2.1 Estimation de l'incertitude sur la mesure du torseur d'actions mécaniques du sol sur le pied**

Nous avons vu au chapitre 2 § 1.1 que les évaluations proposées dans la littérature des incertitudes sur la mesure du torseur d'actions mécaniques du sol sur le pied étaient souvent partielles. Les composantes étudiées sont généralement les efforts verticaux et la position du centre de pression. Pour obtenir une évaluation complète de l'incertitude sur le torseur d'actions mécaniques en statique, nous avons mis en place un protocole d'analyse des différentes incertitudes, liées au matériel et à la méthode de mesure, détaillé par Lagarde et Pourchier (Lagarde and Pourchier 2006). Un dispositif de mesure adapté pour l'application d'efforts longitudinaux et transversaux a également été conçu. La fidélité (incertitude aléatoire) et la justesse (erreur systématique) du matériel ont ainsi été déterminées. La répétabilité a été définie comme la capacité à donner le même résultat lors de mesurages successifs avec intervention de l'opérateur (chargement-déchargement de la plateforme en un point) et la reproductivité comme la capacité à donner un résultat identique dans des conditions différentes (ici en différents points de la plateforme).

Les valeurs de référence pour les masses étaient obtenues en pesant des cylindres d'acier avec une balance de précision 1g. Pour les positions des centres de pression, la valeur de référence était obtenue par la mesure par le système optoélectronique (un centrage usiné permet de placer un marqueur au centre de la

masse calibrée). Pour chaque composante du torseur, 90 positions d'application de cette composante ont été réalisées. Les résultats de l'étude complète sont résumés dans le Tableau 25.

**Tableau 25 : Résultats de l'étude sur la précision des plateformes de force**

Evaluation des erreurs PF2:	Fx (N)	Fy (N)	Fz (N)	Mx (Nm)	My (Nm)	Mz (Nm)	CoPx (mm)	CoPy (mm)
<b>Fidélité</b>	2,16	2,15	2,46	1,06	0,94	0,37	1,67	0,96
<b>Justesse</b>	1,55	-2,26	2,14	-0,20	-0,26	-0,57	5,94	4,89
<b>Répétabilité (centrée ±)</b>	1,07	0,79	0,32	0,07	0,10	0,29	0,53	0,55
<b>Reproductivité</b>	4,71	4,95	2,10	2,19	2,00	1,30	13,53	11,88
<i>IT</i>	9,01	8,68	5,20	3,39	3,14	2,25	16,26	13,94
<i>borne sup</i>	6,06	2,08	4,74	1,50	1,31	0,56	14,07	11,86
<i>borne inf</i>	-2,96	-6,60	-0,46	-1,90	-1,83	-1,70	-2,19	-2,08
<b>Erreur Globale</b>	110 <sup>+6.06</sup> <sub>-2.96</sub>	50 <sup>+2.08</sup> <sub>-6.60</sub>	700 <sup>+4.74</sup> <sub>-0.46</sub>	30 <sup>+1.50</sup> <sub>-1.90</sub>	30 <sup>+1.31</sup> <sub>-1.83</sub>	10 <sup>+0.56</sup> <sub>-1.70</sub>	508 <sup>+14.07</sup> <sub>-2.19</sub>	464 <sup>+11.86</sup> <sub>-2.08</sub>
<b>domaine d'utilisation</b>	0 à 150	0 à 50	0 à 800	-200 à 200	-200 à 200	-35 à 35	0 à 508	0 à 464

On remarque que les erreurs de fidélité et de répétabilité, qui ne peuvent être corrigées, sont faibles pour toutes les composantes. L'erreur de justesse est également assez faible et peut être corrigée aisément (par un décalage de la grandeur concernée). Par contre l'erreur de reproductivité est la plus importante pour toutes les composantes. Pour pouvoir la corriger, pour chaque composante, une surface des moindres carrés (plan ou surface du 2nd ordre) est définie pour approximer au mieux la réponse de la plateforme à la sollicitation. Ces surfaces pourront être utilisées pour définir une correction adaptée à chaque sollicitation.

Concernant les ordres de grandeurs, on voit que l'erreur globale sur l'effort vertical est de l'ordre de 1% des valeurs qu'on applique sur le plateau. Pour les efforts transversaux, les valeurs appliquées sont plus faibles et l'erreur peut atteindre 8% de la valeur nominale soit une valeur nettement supérieure à celle annoncée par le constructeur (3% sur l'ensemble des composantes). Pour les centres de pression, on observe une valeur importante de l'erreur de reproductivité. Cette valeur a déjà été observée par d'autres auteurs (Bobbert and Schamhardt 1990; Middleton et al. 1999; Holden et al. 2003).

## **2.2 Validation de la méthode de calcul des accélérations des points d'un solide**

Nous avons vu au chapitre 2 §1.3 que peu d'études dans la littérature comparaient les accélérations de points du corps au cours de la marche obtenus par la mesure d'une part et le calcul d'autre part.

Pour valider la méthode de calcul de l'accélération linéaire de points du corps décrite au chapitre 3 §2.2.2, nous avons mené une étude accélérométrique (Lanot and Maury 2006).

Un accéléromètre triaxial piezorésistif a été utilisé au cours de la marche d'un sujet sain. Un dispositif (plaque usinée et maintenue sur le sujet par des bandes velcro) permettait à la fois de calculer à chaque instant le repère accéléromètre et de connaître la position tridimensionnelle de l'accéléromètre dans l'espace. Les données de l'accéléromètre étaient acquises par l'intermédiaire de la station vicon (canaux analogiques). Ceci assurait une synchronisation de ces données avec les coordonnées des marqueurs placés sur le dispositif de repérage.

Le dispositif a été placé sur le sujet successivement aux 3 points suivants :

- L'apophyse épineuse de C7
- L'acromion
- L'épine iliaque antéro-supérieure (EIAS)

Il a ensuite été placé sur la cuisse et sur la jambe de sorte à mesurer l'accélération d'un point quelconque de ces segments.

Pour chaque placement le sujet effectuait 5 passages au cours desquels les données de l'accéléromètre et du système optoélectronique étaient enregistrées. Le traitement consistait alors à comparer l'accélération mesurée à l'accélération calculée par double dérivation des données fournies par le système optoélectronique. Pour mener cette comparaison, il faut exprimer ces deux accélérations dans le même repère. L'accélération fournie par l'accéléromètre est obtenue dans le repère propre de l'accéléromètre. Grâce au dispositif, on connaît la position du repère accéléromètre dans le repère global, on peut donc en déduire l'accélération dans le repère global en prenant soin de prendre en compte l'effet de la gravité. Pour calculer l'accélération par double dérivation, on utilise la méthode et les fréquences de filtrage définies au chapitre 3 §2.2.2 à partir des coordonnées de l'accéléromètre dans le repère global.

Pour les 3 points particuliers sur le tronc et le bassin, l'écart moyen entre les deux méthodes est inférieur à 0.9 m/s<sup>2</sup> sauf pour l'accélération suivant l'axe longitudinal pour C7. L'écart type de l'écart est inférieur à 0.7 m/s<sup>2</sup> sauf pour l'accélération suivant l'axe longitudinal de l'épine iliaque. En analysant les résultats en détails, on remarque que les écarts plus importants apparaissent lorsque des marqueurs ne sont plus vus par les caméras. Ces pertes entraînent des valeurs aberrantes au niveau de l'accélération calculée par double dérivation. Les allures des courbes sont cohérentes avec celles de la littérature. Pour la jambe et la cuisse, les écarts étaient un peu plus importants car les marqueurs étaient davantage masqués au cours de la marche. Dans les zones où la mesure était réalisée correctement, les écarts étaient du même ordre que pour les points précédents. Dans tous les cas, les écarts représentent moins de 5% de la valeur nominale de l'accélération. Mayagoitia (Mayagoitia et al. 2002) trouve des écarts entre ces deux méthodes de mesure de 11 à 15 % pour l'accélération linéaire du genou. Cependant, son étude est réalisée uniquement en 2D avec des hypothèses fortes sur l'orientation des accéléromètres au cours du temps.

## **2.3 Validation du modèle d'obtention des paramètres d'inertie segmentaires**

### **2.3.1 Membre intact et haut du corps**

Nous avons vu au chapitre 2 §1.2.2 les différents modèles utilisés dans la littérature pour le calcul des paramètres d'inertie segmentaire. Nous avons proposé au chapitre 3 §2.1 un modèle géométrique simple pour accéder aux paramètres d'inertie pour le membre intact et le haut du corps. Pour valider ce modèle, nous avons calculé l'ensemble des paramètres pour 45 sujets asymptomatiques (32 hommes et 13 femmes). Pour ces sujets, nous avons également utilisé une méthode proportionnelle à partir des régressions de De Leva (De Leva 1996).

Les moyennes et écarts types de chaque paramètre d'inertie segmentaire, calculé à partir des deux méthodes, sont présentés dans le Tableau 26 pour les 45 sujets. En annexe VI, un tableau donne la comparaison des paramètres avec des études de la littérature.

**Tableau 26 : Paramètres d'inertie segmentaire obtenus pour 45 sujets par deux méthodes**

Paramètre	Segment	Méthode proportionnelle			Méthode géométrique		
Masse (kg)	Pied	1.0 (0.2)			1.0 (0.2)		
	Jambe	3.3 (0.5)			3.3 (0.7)		
	Cuisse	10.6 (1.6)			9.3 (2.5)		
	Bassin	8.6 (1.2)			5.5 (1.5)		
	Tronc	34.3 (6.1)			39.6 (9.9)		
Centre de gravité (m par rapport à l'extrémité distale du segment)	Pied	-0.07 (0.01)	0	0	-0.09 (0.01)	0	0
	Jambe	0	0.2 (0.02)	0	0	0.21 (0.02)	0
	Cuisse	0	0.24 (0.02)	0	0	0.24 (0.02)	0
	Bassin	0	0.05 (0.02)	0	0	0.06 (0.01)	0
	Tronc	0	0.26 (0.02)	0	0	0.23 (0.01)	0
Matrice d'inertie (g m <sup>2</sup> ) suivant les trois axes du repère local	Pied	1.0 (0.2)	4.0 (0.8)	4.5 (0.9)	0.9 (0.2)	3.3 (1.0)	3.3 (1.0)
	Jambe	27.4 (7.4)	4.4 (1.5)	28.5 (7.7)	36.6 (15.1)	4.9 (1.8)	36.6 (15.1)
	Cuisse	192.9 (39.9)	39.2 (8.2)	194.4 (39.9)	133.1 (54.4)	38.8 (21.5)	133.1 (54.4)
	Bassin	28.2 (18.8)	32.5 (21.2)	34.6 (23.5)	40.3 (18.2)	48.3 (16.3)	21.7 (11.6)
	Tronc	294.7 (123.6)	249.5 (73.5)	422.1 (163.8)	404.1 (130.3)	170.4 (66.6)	479.5 (152.6)



Cette comparaison montre que les écarts pour chaque paramètre entre les deux méthodes sont faibles. Cependant, compte tenu des faibles valeurs de certains paramètres, ces écarts représentent un pourcentage parfois important de la valeur nominale. Pour les masses, les écarts maximaux sont obtenus pour le bassin (35%) et pour le tronc (15%). Pour le bassin, la frontière utilisée par rapport aux autres segments est différente selon les études. La densité moyenne utilisée est fonction de cette frontière car elle prend en compte plus ou moins de tissus mous selon la zone de segmentation. On peut penser que la densité est sous évaluée dans notre modèle géométrique. Kingma (Kingma et al. 1996), dont l'étude a été présentée au chapitre 2 §1.2.2, trouve au contraire une masse du bassin supérieure avec un modèle géométrique par rapport à un modèle proportionnel (91% d'écart). Il semble donc que le modèle géométrique choisi est une forte influence au niveau du bassin. Pour les centres de gravité, les écarts sont acceptables (inférieurs à 17%) sauf pour le pied (25%). Kingma trouve des écarts plus importants (jusqu'à 47% pour le bassin). Pour les moments d'inertie, on remarque que les écarts sont plus élevés en pourcentage des valeurs nominales. Pour le pied, la jambe et la cuisse, ces écarts sont compris entre 10 et 35 %. Pour le bassin, les écarts sont compris entre 35 et 50% pour les moments d'inertie suivant les trois axes. Kingma (Kingma et al. 1996) trouve également un écart de 56% pour le moment suivant Z. Pour le tronc les écarts restent inférieurs à 37%.

Pour conclure, on peut dire que les valeurs trouvées en utilisant le modèle géométrique sont cohérentes avec celles obtenues en utilisant une méthode proportionnelle de la littérature. De plus, les écarts sont de l'ordre de grandeur de ceux trouvés entre différentes méthodes proposées dans la littérature (voir annexe VI). On en déduit que notre modèle est pertinent et peut être utilisé pour l'analyse dynamique.

### 2.3.2 Membre prothétique

La validation du modèle proposé pour le membre prothétique au chapitre 3 § 2.1.3 a été réalisée, pour les paramètres de masse et du centre de gravité, dans le cadre d'une étude menée par De Almeida et Sapin (De Almeida and Sapin 2005). Cette validation a été réalisée en appliquant la modélisation à une prothèse complète puis en mesurant pour chaque élément la masse avec une balance de précision 1g et la position du centre de gravité par le principe de la planche de réaction (Selles et al. 2003). Pour l'emboîture, l'erreur sur la masse a été contrôlée sur une emboîture isolée, l'écart était de 12%. Le centre de gravité suivant l'axe de l'emboîture est obtenu avec un écart de 2%. Pour le segment jambier, le contrôle de la masse donne une erreur de 4% avec la modélisation retenue. Pour le centre de gravité, un écart de 0.05m a été trouvé ce qui représente une erreur de 15%. Enfin pour le pied, 9 pieds différents (type et pointure) ont été utilisés pour la validation. L'écart en masse est compris entre 1.3 et 23.9% avec une moyenne de 7.7%. Dans tous les cas, l'écart n'excède pas 100 grammes. Pour la position du centre de gravité suivant l'axe longitudinal du pied, on trouve des écarts compris entre 1.07% et 21.2% (inférieurs à 2 cm en valeur).

En conclusion, malgré des écarts entre les paramètres mesurés et obtenus par le calcul, le modèle semble acceptable pour la détermination de la masse et de la position du centre de gravité. En effet, ces écarts restent limités à des valeurs faibles (comparables aux écarts entre les différentes méthodes pour le membre intact : voir annexe VI). De plus, ce modèle a l'avantage d'être simple et rapide d'utilisation et de

ne pas nécessiter de démontage de la prothèse. Cette première validation devra être complétée en mesurant les paramètres de plusieurs prothèses. De plus, la validation du calcul des inerties n'a pu être réalisée dans cette étude et devra également être réalisée.

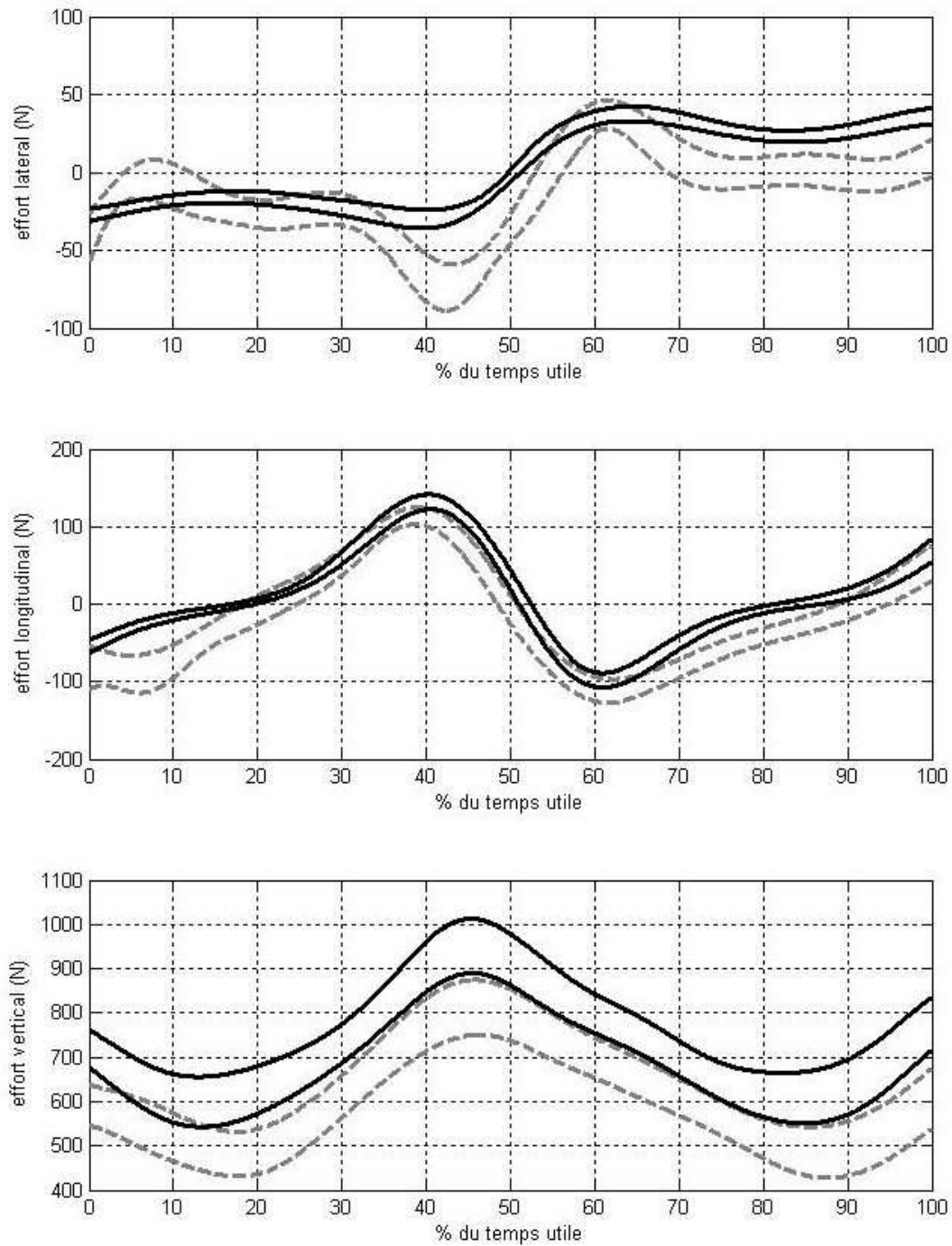
#### **2.4 Comparaison des torseurs d'actions de contact du sol sur le pied obtenus par la mesure et le calcul**

Nous avons vu, au chapitre 2 §1.4.2, que Gillet et al. (Gillet et al. 2003) proposent une validation de leur modèle dynamique en comparant la résultante des efforts exercés par le sol sur le pied enregistrée par les plateformes de force et cette même résultante calculée à partir de leur modèle dynamique 3D. De même, Kingma (Kingma et al. 1996; Kingma et al. 1996) compare les efforts au sol mesuré et calculé au cours d'un mouvement de soulèvement d'une charge par un sujet avec deux modèles (l'un 2D, l'autre 3D). L'auteur compare également le moment intersegmentaire calculé au niveau L5-S1, par itérations successives, à partir du sol (méthode ascendante) ou à partir des bras (méthode descendante). Dans le premier cas, le calcul utilise le torseur d'effort au sol enregistré par les plateformes alors que dans le deuxième cas, le calcul n'utilise que la dynamique des segments supérieurs. Les critères de comparaison sont l'analyse visuelle des courbes obtenus, le coefficient de corrélation entre les deux séries de données, le RMS des différences entre les deux séries et les différences entre les pics des courbes relevés sur chaque courbe.

Nous avons également réalisé ce type de comparaison sur 22 sujets sains en utilisant la méthode décrite au chapitre 3 § 2.3.1 d'une part et les données mesurées par les plateformes de force d'autre part. Pour les données mesurées par les plateformes, on ne dispose des informations complètes que sur une période restreinte (appelé temps utile). Cette période démarre lors de l'appui monopodal du membre inférieur qui prend contact avec le premier plateau et se termine lorsque ce même membre inférieur reprend appui au sol. En effet, au cours de cette période, lorsqu'une plateforme est en contact avec un membre inférieur, l'autre membre inférieur est soit en phase oscillante ou soit en appui sur l'autre plateforme, toute l'information est donc bien mesurée.

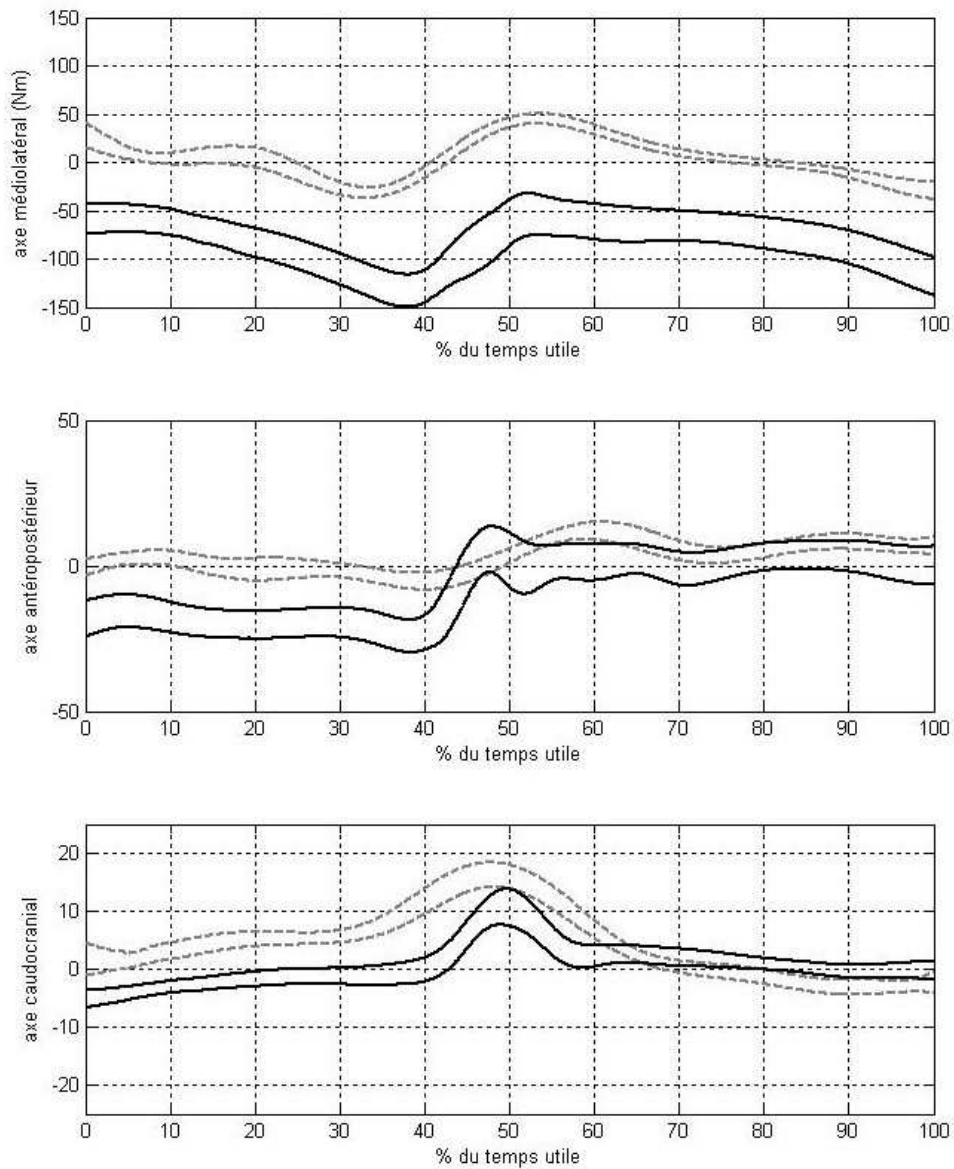
Avec le modèle dynamique, on calcule la somme des actions mécaniques extérieures appliquées au système. Il n'est pas a priori possible de savoir lors de l'appui bipodal quelle part de ces actions est distribuée dans chaque membre inférieur. Pour pouvoir comparer les deux types de données, les actions mécaniques enregistrées par les deux plateformes sont donc sommées.

Les figures suivantes montrent la moyenne et l'intervalle d'un écart type obtenu pour ce groupe de sujets par les deux moyens d'obtention des efforts au sol.

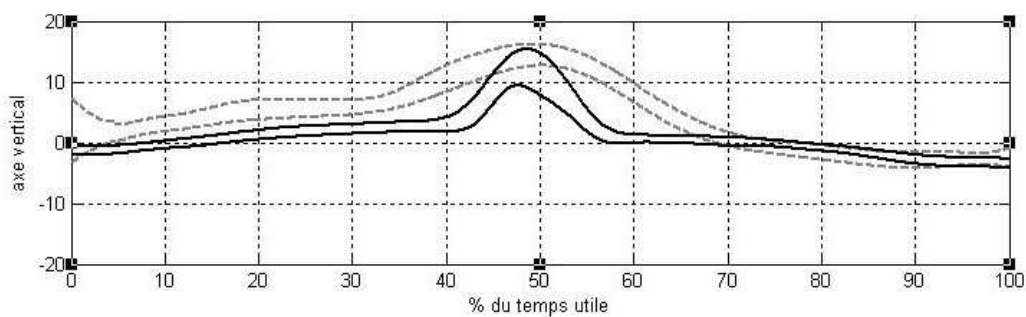


**Figure 18 : Résultante des efforts mesurée en noir très plein et calculée en gris trait pointillé pour 22 sujets sains exprimée suivant les trois axes du repère de référence**

- moyenne + 1 écart type pour les efforts mesurés, moyenne - 1 écart type pour les efforts calculés- Pour plus de lisibilité, le corridor est tracé unilatéralement autour de la moyenne



**Figure 19 : Moment total au centre de gravité du sujet mesuré en noir très plein et calculé en gris trait pointillé pour 22 sujets sains exprimé suivant les trois axes du repère de référence**



**Figure 20 : Moment au centre de pression suivant l'axe vertical mesuré en noir très plein et calculé en gris trait pointillé pour 22 sujets sains**

**Pour les deux figures : moyenne - 1 écart type pour le moment mesuré, moyenne + 1 écart type pour le moment calculé**

Le Tableau 27 fait la synthèse des coefficients de corrélation, calculés entre les deux séries de données, et du RMS des différences. Pour chaque sujet et chaque essai, on calcule ces deux variables. On calcule ensuite la moyenne pour chaque sujet, puis la moyenne sur l'ensemble des 22 sujets ainsi que l'écart type (entre parenthèses).

**Tableau 27 : Moyenne (écart type) des coefficients de corrélation et des RMS des écarts entre les efforts mesurés et calculés obtenus pour les 22 sujets**

		coefficient de corrélation	RMS des différences
Effort (N)	longitudinal	0.97 (0.04)	26 (7)
	transversal	0.84 (0.23)	26 (9)
	vertical	0.95 (0.07)	29 (10)
Moment au centre de gravité du corps (Nm)	axe longitudinal	0.44 (0.27)	17 (5)
	axe transversal	0.82 (0.07)	81 (22)
	axe vertical	0.53 (0.35)	6 (2)
Couple au centre de pression (Nm)	axe vertical	0.65 (0.16)	5 (2)

Le tableau suivant donne les valeurs des différences entre les extrema relevés sur chacune des courbes d'effort.

**Tableau 28 : Comparaison des pics d'efforts obtenus par le modèle et par la mesure pour 22 sujets**

		moyenne des différences	écart type des différences	valeur moyenne
maximum longitudinal d'effort	N	7.8	18.3	117.1
	s	-0.01	0.02	0.3
minimum longitudinal d'effort	N	-3.3	20.7	-102.8
	s	0.01	0.02	0.47
maximum vertical d'effort	N	-18.7	23.2	849.1
	s	0.01	0.03	0.34
premier minimum d'effort vertical	N	-19.7	18.2	521.3
	s	0.01	0.03	0.09
deuxième minimum d'effort vertical	N	-13.6	22.4	516.7
	s	0.01	0.02	0.63
maximum d'effort latéral	N	30.7	16.3	32.3
	s	-0.8	2.0	0.51
minimum d'effort latéral	N	-34.8	23.9	-35.5
	s	0.02	0.03	0.26

L'analyse des résultats nous permet de conclure que le modèle utilisé est efficace pour le calcul de la résultante des efforts. L'allure des courbes est similaire. Les coefficients de corrélation correspondent à ceux trouvés par Gillet (0.93 pour l'effort vertical, 0.95 pour l'effort antéropostérieur et 0.85 pour l'effort latéral). Le calcul du RMS des différences permet de quantifier l'écart entre les courbes. Les ordres de grandeur correspondent à ceux de Kingma (entre 10.6 et 58.6 pour l'effort longitudinal, entre 11.2 et 50.6 pour l'effort latéral et entre 14.9 et 53.2 pour l'effort vertical). Ces valeurs sont largement supérieures à

celle présentées par Gillet. On peut expliquer ces différences par la simplicité du modèle que nous utilisons. Notre modèle ne comporte que 8 segments contre 14 pour Gillet. Gillet ne précise pas le nombre de mesures anthropométriques réalisées mais Kingma relève 75 mesures contre 16 dans notre protocole. Ces différences peuvent expliquer une moins bonne précision du modèle. Cependant, il faut analyser ces valeurs en fonctions des valeurs maximales prises par les efforts : environ 100N en longitudinal, environ 900N pour l'effort vertical et 40N pour l'effort latéral. Ainsi, pour les efforts vertical et longitudinal, l'erreur représente moins de 30% de la valeur maximale. Dans tous les cas, l'erreur est de l'ordre de 4% du poids du corps pour un sujet de 70 kg. Le deuxième tableau montre que le modèle permet une bonne prédiction des valeurs des extrema des courbes aussi bien en ordonnée qu'en abscisse. Les résultats obtenus sont du même ordre de grandeur que ceux présentés par Kingma. Là encore, on observe des écarts plus importants en valeur relative pour l'effort suivant l'axe transversal.

Pour les moments, les allures apparaissent respectées. Les coefficients de corrélation sont cependant nettement moins bons que pour les efforts sauf suivant l'axe transversal (0.81). Cependant, le RMS est très élevé pour cette composante car on observe un décalage entre les courbes. Ce décalage semble provenir d'une déportation vers l'arrière du centre de gravité par rapport au centre de pression. L'amélioration du modèle devrait permettre de diminuer cet écart. Le RMS moyen pour la composante verticale du couple au centre de pression représente la moitié de la valeur maximale atteinte. Les ordres de grandeur des RMS correspondent à ceux de l'étude de Kingma pour le moment intersegmentaire exprimé à l'articulation L5S1. Kingma observe également un décalage (plus faible) des moments de flexion-extension et de flexion latérale obtenue par la méthode montante comparée à la méthode descendante. Il montre, de plus, que ces moments sont très sensibles aux erreurs sur le point de calcul.

Finalement, on peut conclure que notre modèle, bien que plus simple que ceux proposés dans la littérature, permet de prédire les efforts au sol. Pour le calcul de ces efforts, seules les masses et les accélérations des centres de gravité interviennent. Au contraire, pour le calcul des moments, les inerties et les vitesses angulaires sont également utilisées ainsi que les distances entre les centres de gravité et le point de calcul. L'utilisation de toutes ces variables introduit des incertitudes supplémentaires qui peuvent être à l'origine de la moins bonne adéquation du modèle à la réalité. Notamment, l'hypothèse de coïncidence entre le repère anatomique et le repère inertiel des solides rigides peut être remise en cause pour améliorer le calcul des moments de flexion-extension.

### **3 Répétabilité du protocole**

#### **3.1 Introduction**

Les différentes sources d'erreur ont été quantifiées dans les deux paragraphes précédents. Cependant, il est difficile d'en déduire une incertitude globale car ces différentes incertitudes vont interagir dans le calcul global. Il semble donc indispensable d'établir les limites d'utilisation du protocole par une

analyse prenant en compte l'ensemble des conditions expérimentales. Les données d'une analyse de la marche sont le plus souvent utilisées en terme de comparaison par rapport à un groupe ou de comparaison entre plusieurs examens d'un même individu. Il faut donc étudier la capacité du protocole à reproduire les mêmes résultats dans les mêmes conditions de façon à garantir une dispersion intra et interindividuelle la plus faible possible. Pour quantifier cette capacité, les outils statistiques les plus couramment utilisés sont le coefficient de variation pour les paramètres discrets (tels que les paramètres spatio-temporels) et le coefficient de corrélation multiple pour caractériser la « ressemblance » des courbes (Kadaba et al. 1989) (chapitre 1 § 2.4). Les données d'entrée pour calculer ces indicateurs sont obtenues grâce à des protocoles de répétabilité incluant un nombre élevé de sujets examinés plusieurs fois avec le même protocole.

### 3.2 Matériel et Méthodes

15 sujets ont été examinés deux fois dans un intervalle de temps allant d'une demi journée à 3 mois en fonction des disponibilités des sujets (voir Tableau 29). A chaque session, 5 passages au minimum étaient enregistrés.

**Tableau 29 : Intervalle entre les deux examens pour les 15 sujets de l'étude de répétabilité**

Numéro du sujet	Date du premier examen	Date du second examen
TS5	28/05/2004	03/06/2004
TS6	10/05/2004	20/07/2004
TS10	20/07/2004	26/07/2004
TS11	01/06/2004	03/06/2004
TS12	10/05/2004	26/07/2004
TS16	24/06/2004	26/07/2004
TS18	29/04/2004	20/07/2004
TS19	28/05/2004	10/06/2004
TS20	27/07/2004	20/07/2004
TS22	29/07/2004	29/07/2004
TS27	06/05/2004	29/07/2004
TS34	07/06/2004	07/06/2004
TS35	22/07/2004	29/07/2004
TS40	03/06/2004	17/06/2004
TS43	11/02/2005	10/05/2005

Pour chaque sujet, l'ensemble des courbes d'analyse cinématique et dynamique a été calculé ainsi que l'ensemble des paramètres décrits au chapitre 3.

Pour la caractérisation de la répétabilité du protocole, deux méthodes ont été utilisées. La première est le calcul du coefficient de corrélation multiple (CMC) selon la formule donnée par Kadaba (Kadaba et al. 1989). Le CMC permet de calculer une dispersion intra-session (plusieurs passages du même sujet sans remplacement des marqueurs anatomiques) et une dispersion inter-session (protocole complet). La deuxième méthode est basée sur l'utilisation des paramètres calculés à partir des courbes. Les écarts  $d_i$  ( $i=1 : 15$ ) entre les deux passages ont été calculés pour tous les paramètres pour les 15 sujets. Pour chaque paramètre, la normalité de la répartition de ces écarts a été testée à l'aide d'un test de shapiro-wilk. Si la répartition des  $d_i$  est normale, on teste l'appartenance à une même population d'origine des deux échantillons de 15 valeurs

du paramètre à l'aide d'un test de Student sur échantillons appariés, si la répartition n'est pas normale, on utilise un test de Wilcoxon (non-paramétrique). Ces tests nous permettent de conclure quant à la répétabilité des paramètres. Dans le cas où la répartition des di est normale, on calcule la moyenne  $m$  et l'écart type  $s$  pour l'échantillon. On sait alors que 95% des valeurs de différence, pour la population dont est issue l'échantillon, seront comprises dans un intervalle  $m \pm 2s$ . Ceci nous permet de définir un intervalle de confiance  $[m-2s, m+2s]$  pour chaque paramètre. Cet intervalle prend en compte la dispersion intra individuelle du paramètre (due au protocole mais aussi à la variation intraindividuelle de la marche au cours du temps). Une mesure de différence, entre deux examens d'analyse de la marche d'un même sujet, supérieure à ces valeurs limites sera considérée comme significative puisqu'elle ne provient pas des dispersions intraindividuelles.

### **3.3 Résultats**

#### *3.3.1 Coefficient de corrélation multiple*

Le tableau suivant compare les coefficients de corrélation multiple obtenus dans notre étude pour les différentes articulations et les 3 plans de l'espace avec ceux de 5 études de la littérature.



**Tableau 30 : Comparaison des CMC obtenus dans notre étude avec les valeurs de la littérature**

Etude			Kabada 1989	Bésier 2003	Steinwender 2000	Marin 2000	Goujon	
Nombre de sujets * Nombre de session * Nombre de marche			40*3*3	10*3*6	20*3*5 (enfants)	2*2* ?	15*2*3	
Intra session	Plan sagittal	Cheville	0.975 (0.018)		0.93 (0.0)		0.9 (0.2)	
		Genou	0.994 (0.005)		0.98 (0.2)	0.99 (0.0)	0.98 (0.008)	
		Hanche	0.99 (0.003)		0.98 (0.1)		0.99 (0.004)	
		Bassin	0.66 (0.13)		0.33 (0.0)		0.76 (0.16)	
	Plan frontal	Cheville			0.87 (0.1)		0.84 (0.2)	
		Genou	0.942 (0.04)		0.82 (0.0)	0.87 (0.06)	0.87 (0.05)	
		Hanche	0.964 (0.03)		0.9 (0.1)		0.96 (0.01)	
		Bassin	0.961 (0.03)		0.86 (0.1)		0.96 (0.06)	
	Plan horizontal	Cheville	0.853 (0.08)		0.76 (0.1)		0.78 (0.2)	
		Genou	0.911 (0.09)		0.79 (0.1)	0.94 (0.06)	0.86 (0.09)	
		Hanche	0.893 (0.064)		0.82 (0.1)		0.9 (0.08)	
		Bassin	0.860 (0.09)		0.73 (0.2)		0.79 (0.15)	
	Inter session	Plan sagittal	Cheville	0.937 (0.03)	0.92 (0.21)	0.87 (0.0)		0.78 (0.2)
			Genou	0.981 (0.014)	0.96 (0.18)	0.96 (0.2)	0.98 (0.01)	0.95 (0.03)
			Hanche	0.98 (0.01)	0.97 (0.17)	0.96 (0.2)		0.97 (0.01)
			Bassin	0.24 (0.19)		0.32 (0.0)		0.65 (0.18)
Plan frontal		Cheville		0.67 (0.49)	0.75 (0.1)		0.72 (0.1)	
		Genou	0.611 (0.17)	0.797 (0.52)	0.49 (0.0)	0.6 (0.15)	0.59 (0.03)	
		Hanche	0.885 (0.06)	0.919 (0.28)	0.85 (0.1)		0.96 (0.05)	
		Bassin	0.890 (0.096)		0.75 (0.1)		0.9 (0.08)	
Plan horizontal		Cheville	0.582 (0.176)	0.77 (0.43)	0.34 (0.1)		0.58 (0.2)	
		Genou	0.49 (0.17)	0.95 (0.36)	0.34 (0.1)	0.66 (0.25)	0.65 (0.22)	
		Hanche	0.410 (0.21)	0.59 (0.47)	0.59 (0.1)		0.76 (0.09)	
		Bassin	0.716 (0.155)		0.67 (0.2)		0.79 (0.17)	

### 3.3.2 Etude de la répétabilité des paramètres

Parmi les paramètres calculés au cours de l'examen, 43 ont été sélectionnés correspondant aux paramètres les plus étudiés dans la littérature.

- Paramètres spatio-temporels

**Tableau 31 : Répétabilité des paramètres spatio-temporels**

Nom du paramètre	Unité	Moyenne passage 1	Moyenne passage 2	Test de shapiro-Wilk valeur de p	Test de comparaison valeur de p	Puissance du test	Intervalle de confiance de l'écart à 95%	
Phase d'appui	% du cycle	58.76	59.83	0.22	0.08	0.63	-4.84	3.13
Longueur du pas	m	0.68	0.68	0.27	0.94	0.03	-0.15	0.16
Vitesse	m/s	1.31	1.28	0.56	0.42	0.36	-0.13	0.18

- Paramètres cinématiques

**Tableau 32 : Répétabilité des paramètres cinématiques**

Articulation	Nom du paramètre	Unité	Moyenne passage 1	Moyenne passage 2	Test de Shapiro-Wilk valeur de p	Test de comparaison valeur de p	Puissance du test	Bornes de l'intervalle de confiance de l'écart à 95%	
Cheville – plan sagittal	Position angulaire à l'attaque du pas	°	-0,88	-1,63	0,91	0,75	0,06	-12,38	14,75
	Flexion plantaire maximale en phase d'appui	°	-11,83	-12,24	0,79	0,79	0,05	-8,84	9,69
		% du cycle	5,31	5,20	0,11	0,83	0,04	-4,01	4,95
	Flexion dorsale maximale en phase d'appui	°	22,81	22,63	0,31	0,89	0,04	-7,18	6,86
		% du cycle	49,61	51,87	0,00	0,26	0,22	-7,76	6,26
	Flexion plantaire maximale en phase oscillante	°	-10,06	-12,60	0,48	0,51	0,16	-16,02	18,47
% du cycle		69,00	67,69	0,00	0,75	0,07	-7,70	5,32	
Genou – plan sagittal	Position angulaire à l'attaque du pas	°	5,65	5,56	0,33	0,97	0,03	-6,50	7,21
	Flexion maximale en phase d'appui	°	14,22	13,85	0,32	0,84	0,07	-5,83	6,15
		% du cycle	14,50	13,06	0,00	0,29	0,18	-4,88	5,23
	Extension en phase maximale d'appui	°	13,00	13,77	0,31	0,72	0,23	-5,29	3,77
		% du cycle	39,23	37,88	0,00	0,52	0,31	-3,29	4,53
	Flexion au décolllement du pied	°	35,45	33,17	0,45	0,32	0,40	-7,18	11,95
Flexion maximale en phase oscillante	°	62,82	65,79	0,72	0,12	0,78	-10,83	5,05	
	% du cycle	72,80	74,73	0,38	0,03	0,68	-8,22	4,92	
Genou – plan frontal	Amplitude	°	11,50	12,68	0,55	0,45	0,21	-8,63	6,19
Genou – plan horizontal	Amplitude	°	19,05	20,86	0,26	0,48	0,17	-15,07	11,08
Hanche – plan sagittal	Flexion maximale en phase d'appui	°	30,82	30,19	0,14	0,70	0,07	-8,16	9,54
	Extension maximale en phase d'appui	°	-37,93	-38,89	0,41	0,58	0,19	-5,71	7,34
		% du cycle	51,53	52,43	0,06	0,29	0,34	-5,33	3,91
Flexion maximale en phase oscillante	°	33,58	30,70	0,00	0,44	0,23	-6,81	9,19	
Hanche – plan frontal	Amplitude	°	14,64	15,03	0,30	0,72	0,08	-5,29	4,56
Hanche – plan horizontal	Amplitude	°	13,32	14,67	0,27	0,30	0,18	-11,28	9,53
Bassin – plan frontal	Inclinaison homolatérale maximale	°	-4,42	-4,77	0,59	0,70	0,10	-3,47	3,96
		% du cycle	63,36	64,39	0,05	0,31	0,31	-6,53	5,07
	Inclinaison controlatérale maximale	°	4,58	4,76	0,52	0,81	0,08	-2,81	2,64
		% du cycle	14,23	14,39	0,76	0,80	0,10	-2,37	1,73
Bassin – plan horizontal	Rotation controlatérale maximale	°	4,64	4,94	0,20	0,70	0,08	-4,05	3,45
		% du cycle	66,99	68,54	0,01	0,40	0,13	-16,04	14,77

- Paramètres d'efforts

**Tableau 33 : Répétabilité des paramètres d'effort**

Articulation	Nom du paramètre	Unité	Moyenne passage 1	Moyenne passage 2	Test de shapiro-Wilk valeur de p	Test de comparaison valeur de p	Puissance du test	Bornes de l'intervalle de confiance de l'écart à 95%	
Effort vertical	Premier maximum	% poids	112.2	111.3	0.2	0.8	0.2	-9,2	9,5
		% du cycle	13.7	14.1	0.7	0.3	0.4	-2,3	1,4
	Minimum	% poids	71.3	72.9	1.0	0.5	0.5	-8,5	5,9
		% du cycle	28.7	29.3	0.9	0.3	0.3	-3,4	2,0
	Deuxième maximum	% poids	114.1	113.0	0.4	0.5	0.5	-3,5	5,7
		% du cycle	47.0	47.9	0.4	0.1	0.7	-3,9	2,5
Effort longitudinal	Minimum	% poids	-20.0	-20.0	0.0	1.0	0.0	-3,7	4,4
		% du cycle	9.8	9.9	0.3	0.8	0.1	-1,4	1,2
	Maximum	% poids	22.1	21.4	0.1	0.4	0.3	-2,9	4,4
		% du cycle	52.6	53.7	0.4	0.1	0.7	-4,6	2,8

### 3.4 Discussion

L'analyse des coefficients de corrélation multiple montre une bonne concordance de nos résultats avec ceux de la littérature. Pour les comparaisons intra session, l'ensemble des courbes présente une bonne répétabilité (CMC>0.7) sauf le bassin dans le plan sagittal. Par contre, pour les comparaisons inter session, cette répétabilité est médiocre également pour le genou dans le plan frontal et la cheville et le genou dans le plan horizontal. On retrouve ces résultats chez les autres auteurs. Ceci montre que l'allure des courbes ne peut être exploitée pour ces mouvements.

L'analyse de la répétabilité des paramètres donne des résultats satisfaisants pour l'ensemble des paramètres sauf le pourcentage de cycle auquel a lieu la flexion maximale du genou en phase oscillante. Pour tous les autres paramètres, la moyenne entre les deux passages n'est pas significativement différente ( $p > 0.05$  pour le test de comparaison des moyennes des deux échantillons). Les bornes de l'intervalle de confiance à 95% donnent l'intervalle pour lequel l'écart entre deux passages n'est pas significativement différent. Par exemple, pour la durée de phase d'appui, une différence entre deux examens inférieure à -4.84% du cycle ou supérieure à 3.13% du cycle peut être considérée comme significativement différente. Ces valeurs permettront donc de comparer les examens d'un même sujet dans des conditions différentes (après rééducation, avec un appareil différent). Ces intervalles sont assez larges pour certains paramètres angulaires comme l'amplitude de rotation du genou dans le plan horizontal (-15,11). L'élargissement de cette étude de répétabilité à une trentaine de personnes permettrait peut être de réduire cette intervalle (en diminuant la sensibilité aux valeurs extrêmes). De plus, le temps écoulé entre deux examens était parfois très important (supérieur à trois mois) ce qui peut diminuer la répétabilité de la marche. Cependant, cet intervalle doit correspondre au temps entre deux examens des patients pour pouvoir servir de référence.

## **4 Conclusion**

Ce chapitre a permis d'évaluer de façon complète et quantifiée notre protocole d'analyse de la marche. Nous disposons à présent d'outils performants et maîtrisés pour mener à bien des examens sur des patients. L'étude de répétabilité intraindividuelle montre la bonne ressemblance des courbes aussi bien lors de comparaison intra session que inter session. En outre, les moyennes des paramètres (sauf pour un paramètre) ne sont pas significativement différentes entre deux examens d'un même sujet. Enfin, nous disposons de valeurs chiffrées des dispersions intraindividuelles. Un travail sur la localisation des points anatomiques et la limitation des mouvements des ancillaires par rapport à l'os permettrait encore d'améliorer ces résultats mais nous disposons d'ores et déjà d'un protocole original adapté à l'analyse de la marche du sujet amputé et dont les performances ont été évaluées.

## ***Chapitre 5 Travail personnel : Base de données de référence***

L'objectif de la première partie du travail de thèse était de construire une base de données de sujets sains de référence. Grâce à cette base de données, la dispersion inter-individuelle des paramètres cinématiques et dynamiques de la marche peut être évaluée. Certaines études de la littérature présentent déjà des bases de données de sujets sains. Ces études peuvent servir de référence cependant la dispersion obtenue n'est pas indépendante du protocole utilisé. Ainsi, il semble essentiel de disposer d'une base de données obtenue en utilisant le même protocole que pour les patients.

### **1 Matériel et méthodes**

#### **1.1 Sujets**

55 sujets asymptomatiques : 39 hommes et 16 femmes de moyenne d'âge 36 ans (19-61 ans) ont été examinés en suivant le protocole décrit au chapitre 3. Un questionnaire permettait de s'assurer que les sujets n'avaient pas subi d'interventions chirurgicales touchant les articulations du membre inférieur, n'avaient pas souffert de troubles de croissance ou d'une maladie affectant la marche ou le système ostéo-articulaire des membres inférieurs. Pour chaque sujet, le poids et la taille étaient demandés. Les caractéristiques de ces sujets sont présentées dans le Tableau 34. Chaque sujet était soumis au protocole décrit au chapitre 3. Pour 43 sujets (repérés par un astérisque dans le tableau), les mesures anthropométriques ont été relevées selon le protocole reproduit en annexe V.

**Tableau 34 : Caractéristiques des 55 sujets sains de la base de données, \* : relevé des mesures anthropométriques**

Numéro du sujet	Age	Taille	Poids	Sexe
1*	45	165	66	F
2*	23	183	70	H
3*	22	167	67	H
4	21	168	60	H
5	22	165	60	F
6*	51	173	75	H
7*	55	175	106	H
8*	23	180	85	H
9	33	180	75	H
10	32	182	70	H
11	22	160	62	F
12*	41	175	85	H
13*	35	172	58	F
14*	52	164	61	H
15*	28	171	81	H
16	55	169	67	F
17*	56	175	60	H
18*	26	172	80	H
19*	27	170	65	F
20*	24	178	65	F
21*	56	170	90	H
22	23	178	78	H
23*	23	168	66	F
26*	61	168	80	H
27*	57	168	70	F
28*	30	177	80	H
29*	25	178	63	H
30*	22	185	80	H
31	55	191	104	H
32*	19	172	65	H
33	54	168	78	H
34	22	175	80	H
35*	23	185	65	H
36*	31	173	80	H
37*	29	178	62	H
38*	25	176	75	H
39*	47	170	76	F
40	23	180	75	H
43	23	181	66	H
44*	23	170	50	F
45*	23	188	79	H
46*	23	168	58	F
47*	22	180	73	H
48*	58	164	78	H
49*	57	178	97	H
50*	42	184	75	H
51*	45	177	68	H
52*	30	166	59	H
53*	34	164	64	F
54*	46	163	58	F
55*	47	185	84	H
56*	38	164	70	F
57*	57	164	66	H
58*	61	165	55	F
59*	32	180	80	H
Moyenne	36,0	173,5	72,1	
Ecart type	14,0	7,4	11,6	

## 1.2 Dispersion inter-individuelle

La dispersion interindividuelle peut être caractérisée en analysant la dispersion sur les 55 sujets des paramètres calculés à partir des courbes (chapitre 3). On teste la normalité de la répartition de chacun de ces paramètres par un test de Shapiro-Wilk. Si la répartition est normale, on peut définir un intervalle contenant 95% des valeurs du paramètre pour la population dont est issue l'échantillon c'est-à-dire la population de sujets sains. Cet intervalle est donné par la moyenne + ou - 2 fois l'écart type (moyenne et écart type calculé sur l'échantillon). Par la suite, ces intervalles nous permettront de comparer un individu à cette population de référence. En effet, les résultats d'un individu appartenant à la population de référence ont 95% de chance de se trouver dans les intervalles définis précédemment. Des résultats hors de ces intervalles indiquent donc une forte probabilité que le sujet n'appartienne pas à la population de référence.

Pour les courbes d'évolution des grandeurs cinématiques et dynamiques, des corridors ont été définis conformément à la méthode la plus utilisée dans la littérature, c'est-à-dire en traçant pour un paramètre cinématique ou cinétique la moyenne des courbes et + ou - un fois l'écart type autour de cette moyenne à chaque instant d'échantillonnage. Dans le cas d'une distribution normale, 68% de la population est comprise dans cet intervalle. Les limites de ces corridors sur le plan de la signification statistique ont été discutées au chapitre 1 § 2.4.1 mais pour pouvoir comparer nos résultats avec ceux de la littérature, nous avons tracé nos corridors selon cette méthode.

## 1.3 Comparaison à la littérature

Concernant l'analyse cinématique, les études présentant des bases de données sont assez nombreuses. Dès 1964, Murray (Murray et al. 1964) donne des résultats en terme de paramètres et de courbes moyennes par tranche d'âge pour 60 sujets sains. Pour les articulations du membre inférieur, l'analyse se limite au plan sagittal. Par contre, l'auteur donne les rotations du bassin et du tronc dans le plan horizontal également. Chao (Chao et al. 1983) analyse les mouvements tridimensionnels du genou et les efforts pour 148 sujets. Nous nous sommes plus particulièrement intéressés à l'étude publiée par Benedetti (Benedetti et al. 1998). Bien que son analyse ne concerne que 20 sujets, l'ensemble des articulations du membre inférieur et le bassin sont pris en compte. L'auteur donne également les résultats pour les efforts au sol et les moments inter-segmentaires. De plus, Benedetti propose un jeu de 114 paramètres extraits de ces courbes. Pour comparer nos résultats avec les siens, nous avons choisi 65 paramètres parmi ceux extraits automatiquement des courbes (chapitre 3) qui sont communs à notre étude et à celle de Benedetti.

L'une des spécificités de notre protocole est d'analyser, en plus des mobilités des membres inférieurs et du bassin, les mouvements de l'avant pied et du tronc. Nous disposons cependant d'études spécifiquement consacrées aux mouvements de l'avant pied au cours de l'appui (Leardini et al. 1999; MacWilliams et al. 2003) ou aux mouvements du tronc (Sartor et al. 1999) au cours de la marche comme éléments de comparaison.



## 2 Analyse cinématique

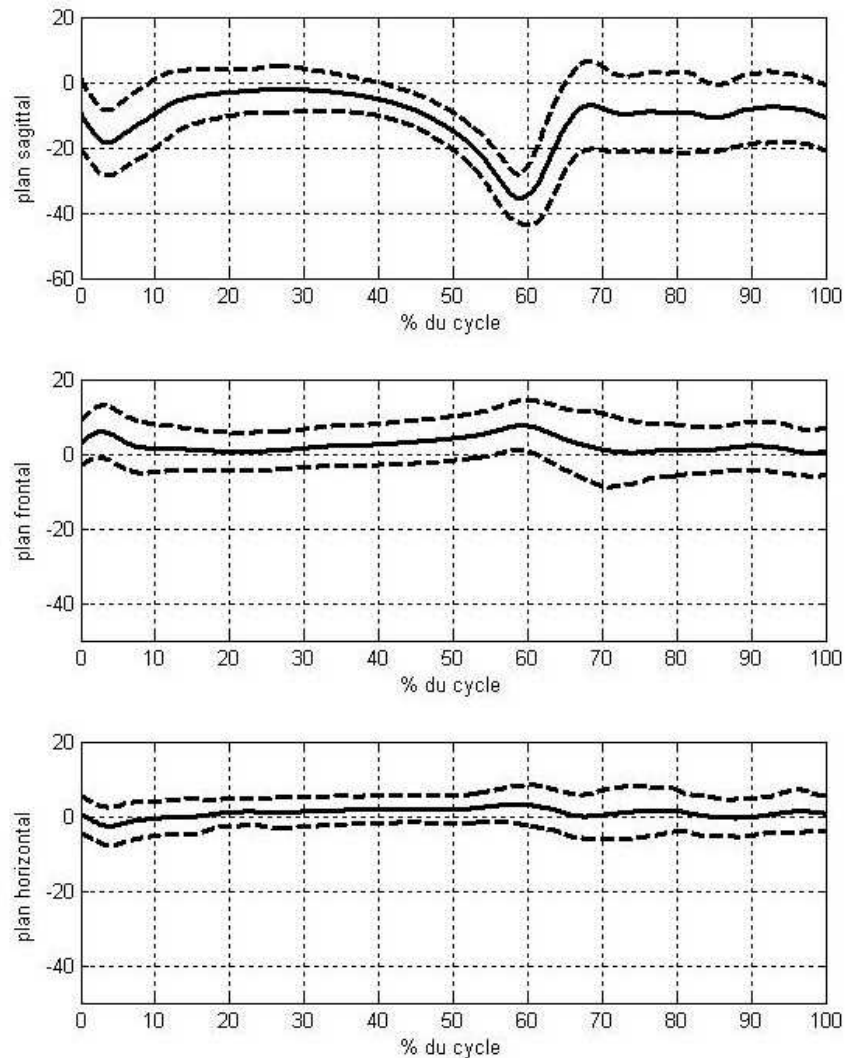
### 2.1 Courbes

Nous avons choisi de représenter, dans cette partie, uniquement les corridors que nous avons pu trouver dans la littérature et qui viennent donc compléter les données existantes sur la marche du sujet asymptotique.

#### 2.1.1 Avant pied

L'analyse du comportement du pied et de l'avant pied au cours de la marche des sujets asymptotiques a été réalisée avec notre protocole et publiée par Bonnet (Bonnet et al. 2006).

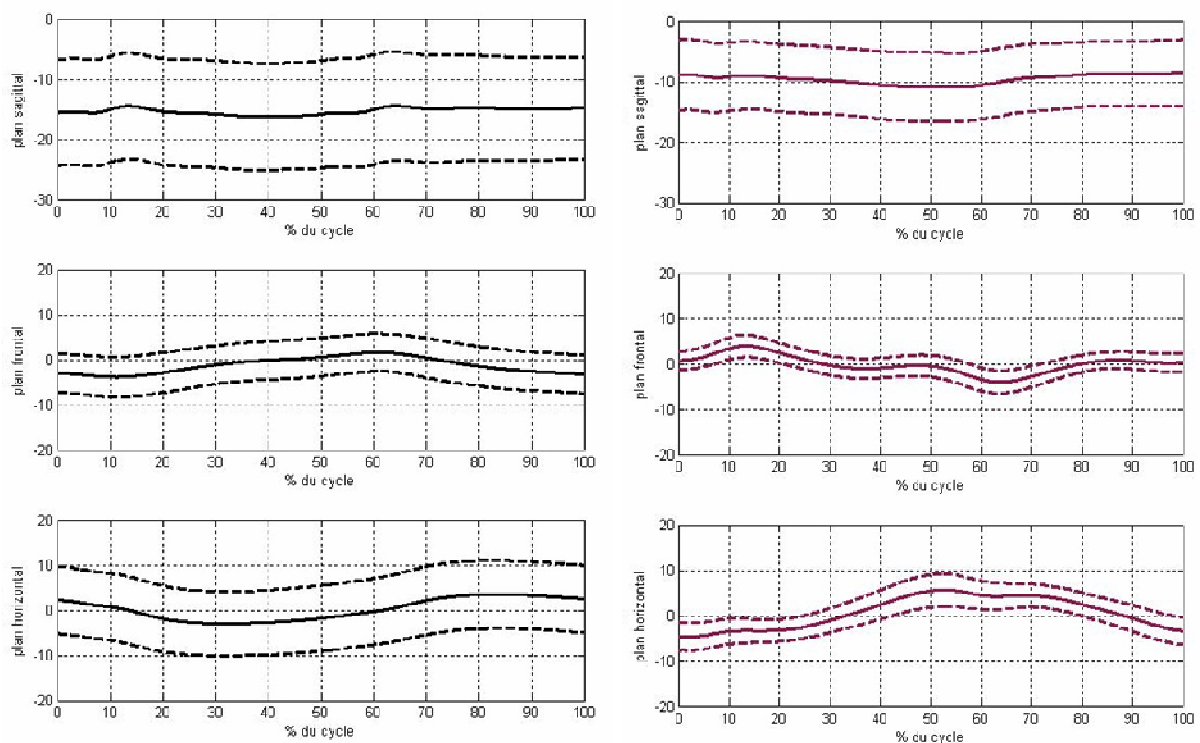
Le corridor obtenu pour les 55 sujets est représenté sur la Figure 21.



**Figure 21 : Corridors (moyenne +/- 1 écart type) obtenus pour les positions angulaires (en°) de l'avant pied par rapport à l'arrière pied dans les trois plans de l'espace en fonction du pourcentage de cycle de marche**

Leardini (Leardini et al. 1999) donne des corridors pour 9 sujets sains des mouvements tridimensionnels de 3 articulations du pied (articulation entre le calcanéum et le médiopied, articulation entre le médiopied et les métatarsiens, articulation métatarsophalangienne). Ses courbes montrent que la mobilité du pied au cours de l'appui est très faible sauf pour l'articulation métatarsophalangienne ce qui confirme l'intérêt du choix de notre modèle à deux segments rigides pour le pied. Pour le mouvement dans le plan sagittal, on observe, sur la première courbe de la Figure 21, une première extension des orteils par rapport au reste du pied en tout début d'appui (environ  $20^\circ$ ). Au cours du milieu d'appui, le pied est posé sur le sol, on observe un angle nul dans le plan sagittal entre l'avant pied et l'arrière pied. Enfin, en fin de phase d'appui, le dernier roulement (chapitre 3 § 1.1.2) entraîne une extension des orteils importante ( $35^\circ$  en moyenne). Leardini donne une valeur d'amplitude de  $26^\circ$  mais son étude ne porte que sur 9 sujets. On remarque que le corridor est très large, ce que l'on peut également observer sur les courbes de Leardini.

### 2.1.2 Tronc



**Figure 22 : Corridors (moyenne +/- 1 écart type) obtenus pour les positions angulaires (en $^\circ$ ) du tronc à gauche et du bassin à droite par rapport au repère de référence dans les trois plans de l'espace en fonction du pourcentage de cycle de marche**

Dans le plan sagittal, l'amplitude moyenne est très faible (Figure 22). Sartor (Sartor et al. 1999) met également en évidence cette grande stabilité du tronc sur un échantillon de 70 sujets (amplitude de moins de un degré). Dans le plan frontal, l'amplitude moyenne est également faible (environ  $5^\circ$ ). Le mouvement d'inclinaison du tronc est en opposition de phase avec celui du bassin. On observe une légère inclinaison du côté de l'appui. Les corridors tracés par Sartor montre une amplitude encore plus faible. Cependant, les marqueurs utilisés pour suivre le mouvement du segment tronc sont placés dans son étude sur 2 vertèbres

(T4 et T9) et sur le sternum. Les mouvements de la ceinture scapulaire par rapport au thorax ne sont donc pas pris en compte ce qui peut expliquer cette différence d'amplitude. Dans le plan horizontal, l'amplitude moyenne reste limitée. Le mouvement a lieu en opposition de phase avec le bassin. Lors de l'appui, le bassin est en rotation du côté du membre inférieur en appui, puis il rejoint la position neutre, pour être en rotation opposée en phase préoscillante. Le bassin suit ainsi les mouvements des membres inférieurs. Au contraire, le tronc est en rotation du côté du membre oscillant au début de l'appui, puis passe en position neutre et en rotation inverse. C'est ce que Viel (Viel et al. 1979) décrit comme la dissociation des ceintures scapulaire et pelvienne. Sartor observe aussi ce déphasage. On peut enfin noter que les corridors sont larges, surtout dans le plan sagittal, ce qui montre que la variabilité interindividuelle pour les mouvements du tronc est importante.

## 2.2 Paramètres

L'ensemble des résultats en terme de dispersion inter individuelle des paramètres et des courbes a été calculé.

Les tableaux suivant récapitulent les valeurs de moyenne et d'écart type obtenues pour 33 paramètres cinématiques en comparaison avec l'étude de Benedetti menée sur 20 sujets asymptotiques.

Le Tableau 35 présente les paramètres spatio-temporels (4 paramètres).

**Tableau 35 : Comparaison des moyennes et écarts types des paramètres spatio-temporels avec la littérature**

Nom du paramètre	Unité	Benedetti 20 sujets – moyenne d'âge 43 ans (20-72 ans)		Goujon 55 sujets – moyenne d'âge 36 ans (19-61 ans)	
		Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
Phase d'appui	% du cycle	60.4	1.9	59.0	1.4
Phase oscillante	% du cycle	39.6	1.9	41.0	1.4
Longueur du pas	cm	140	16.2	142.1	5.5
Vitesse	cm/s	125.6	16.8	125.3	13.4

Le Tableau 36 concerne les paramètres cinématiques pour la cheville, le genou, la hanche et le bassin (29 paramètres).

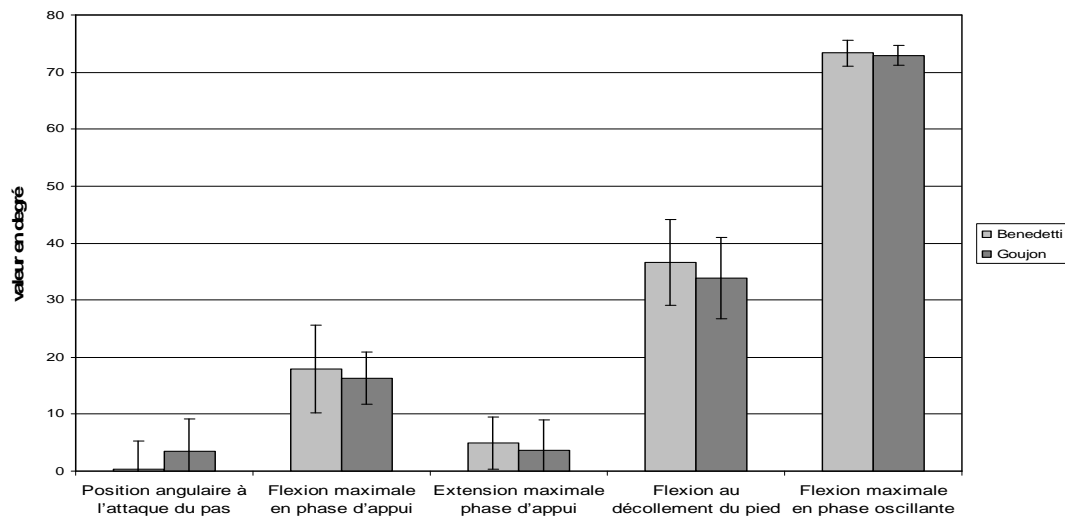
**Tableau 36: Comparaison des moyennes et écarts types des paramètres cinématiques avec la littérature**

Articulation	Nom du paramètre	Unité	Benedetti 20 sujets – moyenne d'âge 43 ans (20-72 ans)		Goujon 55 sujets – moyenne d'âge 36 ans (19-61 ans)	
			Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
Cheville – plan sagittal	Position angulaire à l'attaque du pas	°	-3.99	5.97	-0.46	5.86
	Flexion plantaire maximale en phase d'appui	°	-12.67	4.93	-10.45	4.71
		% du cycle	8.19	1.54	5.71	2.47
	Flexion dorsale maximale en phase d'appui	°	10.92	5.67	9.21	5.45
		% du cycle	45.89	5.14	46.28	7.97
Flexion plantaire maximale en phase oscillante	°	-22.64	6.89	-15.81	5.56	
	% du cycle	66.07	4.09	64.67	5.15	
Genou – plan sagittal	Position angulaire à l'attaque du pas	°	0.39	4.87	3.4	5.8
	Flexion maximale en phase d'appui	°	17.93	7.65	16.28	4.54
		% du cycle	16.16	4.58	13.08	3.46
	Extension en maximale phase d'appui	°	4.91	4.56	3.75	5.19
		% du cycle	39.84	5.53	37.8	3.77
	Flexion au décollement du pied	°	36.61	7.59	33.83	7.16
% du cycle		65.65	5.23	65.48	4.83	
Genou – plan frontal	Amplitude	°	10.6	3.8	11.15	3.75
Genou – plan horizontal	Amplitude	°	13.9	5.09	18.54	5.72
Hanche – plan sagittal	Flexion maximale en phase d'appui	°	28.9	5.7	30.42	6.16
	Extension maximale en phase d'appui	°	-9.98	5.09	-6.98	4.78
		% du cycle	52.22	2.5	51.74	2.0
	Flexion maximale en phase oscillante	°	29.82	4.81	33.67	5.78
Hanche – plan frontal	Amplitude	°	11.06	2.64	14.43	3.16
Hanche – plan horizontal	Amplitude	°	13.58	3.98	14.85	4.99
Bassin – plan frontal	Inclinaison homolatérale maximale	°	2.3	1.8	4.67	2.48
		% du cycle	13.9	4.5	14.19	7.45
	Inclinaison controlatérale maximale	°	-2.04	2.02	-5.38	2.34
% du cycle		64.62	4.5	65.52	8.4	
Bassin – plan horizontal	Rotation controlatérale maximale	°	4.58	4.76	6.03	2.98
		% du cycle	61.3	9.3	65.03	6.24

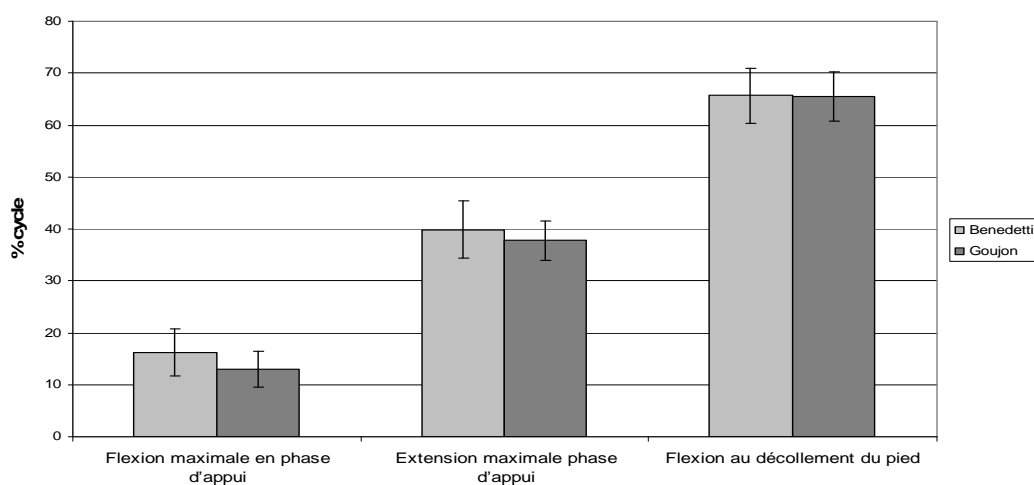
La comparaison des corridors obtenus pour les 55 sujets asymptomatiques de cette étude avec ceux de la littérature montre que les résultats de notre étude sont cohérents avec ceux présentés par les autres auteurs. Cependant, la plupart ne donnent que des courbes. Seul Benedetti extrait des paramètres

quantitatifs et fournit la valeur moyenne ainsi que l'écart type sur chaque paramètre. C'est pourquoi nous avons choisi son étude pour effectuer une comparaison précise avec nos résultats. Les deux groupes ont une vitesse de marche moyenne identique. L'écart entre la longueur du pas moyen dans chacun des groupes est de 2 cm par contre, on peut noter que l'écart type pour le groupe de Benedetti est largement supérieur à celui du groupe de notre étude. Cette divergence pourrait s'expliquer par la technique de calcul de la longueur du pas. Les pourcentages de phase d'appui et oscillante sont les mêmes à 1% du cycle près.

Les valeurs des paramètres obtenues sont très proches : moins de 5° d'écart pour tous les paramètres angulaires, moins de 2% d'écart pour les pourcentages de cycle sauf pour le bassin (4%). A titre d'exemple les Figure 23 et Figure 24 représentent sous forme de diagramme en bâton la comparaison des paramètres obtenus pour le mouvement du genou dans le plan sagittal (les écarts types sont représentés par les barres d'erreur).



**Figure 23: Comparaison des paramètres en degré concernant le mouvement du genou dans le plan sagittal**



**Figure 24: Comparaison des paramètres en % du cycle concernant le mouvement du genou dans le plan sagittal**

Même si le nombre de sujet examiné par Benedetti est inférieur de moitié, il est intéressant de constater que les écarts types calculés sur l'ensemble de notre base sont du même ordre de grandeur pour tous les paramètres. On peut donc penser que l'augmentation de la base de données ne modifiera pas les valeurs obtenues pour les 55 sujets. Les écarts types sur les paramètres angulaires sont tous inférieurs à  $6^\circ$  sauf pour la flexion du genou au décolllement du pied ( $7.2^\circ$ ) et la flexion de hanche à l'attaque du pas ( $6.16^\circ$ ). Les écarts types sur les paramètres angulaires du bassin sont inférieurs à  $2.5^\circ$ .

### 3 Analyse dynamique

Comme nous l'avons vu au chapitre 2 §2.1, la plupart des études de la littérature dans le domaine de l'analyse dynamique de la marche porte sur l'analyse des moments intersegmentaires (ou articulaires). Nous avons donc effectué le calcul des moments intersegmentaires pour les 43 sujets de notre base de données dont les mesures anthropométriques avaient été relevées.

#### 3.1 Courbes

La méthode de calcul des torseurs intersegmentaires a été décrite au chapitre 3 § 2.3.2. Le schéma de la Figure 25 illustre cette méthode pour le genou (en supposant que le pied et la jambe forment un seul solide rigide). Les corridors obtenus pour les trois articulations (résultats exprimés dans les repères anatomiques) sont présentés sur la Figure 26. Chacune des courbes représentent le moment intersegmentaire (ou articulaire) exercé par le segment proximal sur le segment distal. Les résultats présentés ont été obtenus en conservant tous les termes de l'équation (2) de la Figure 25 alors que de nombreux auteurs négligent les termes  $\vec{M}_p, \vec{M}_c(P_i), \vec{\delta}_c(E/R_o)$  devant le moment créé au centre articulaire C par la résultante des efforts de contact exercée au centre de pression par le sol sur le pied.

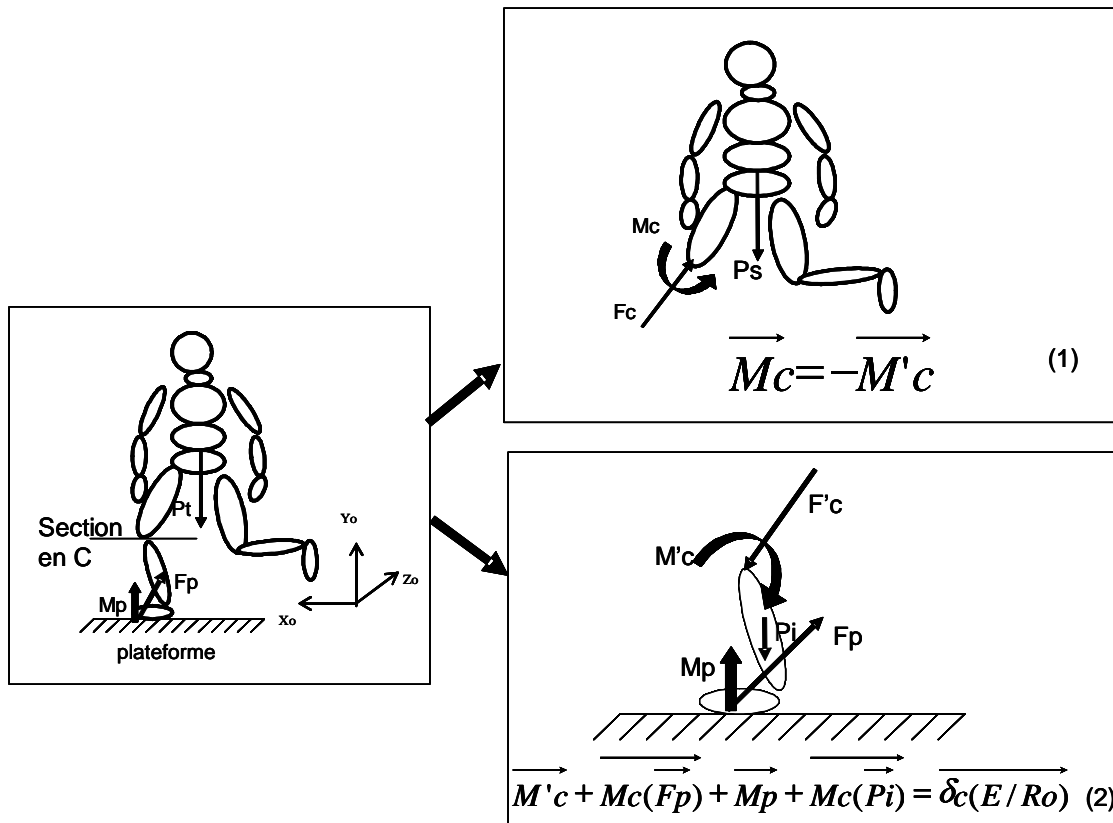
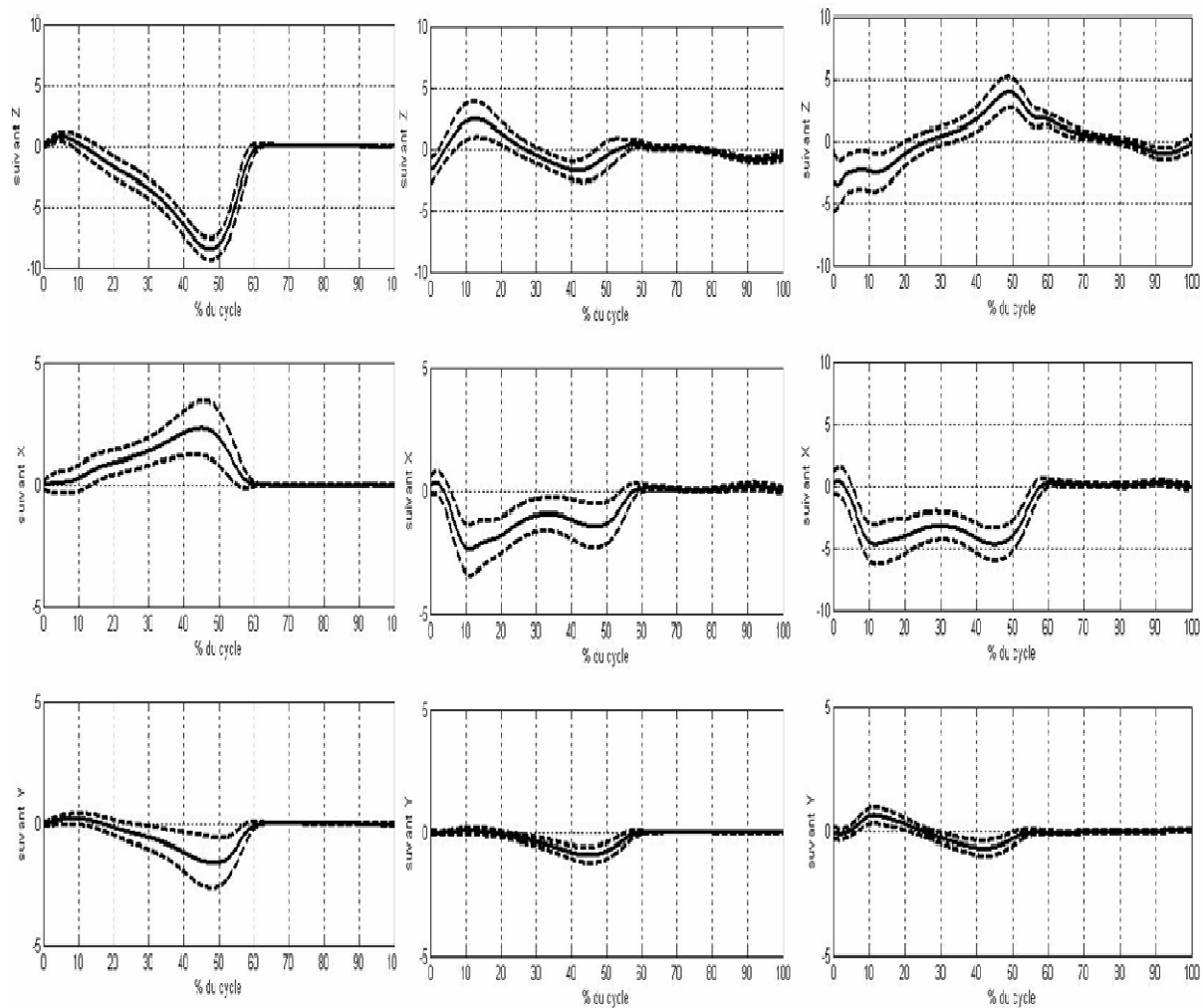


Figure 25 : Schéma illustrant l'isolement des solides pied et jambe (supposés liés rigidement) pour le calcul du moment intersegmentaire au niveau du genou

Cette simplification est licite au cours de l'appui car la résultante  $\vec{F}_p$  est alors de l'ordre du poids du corps. Le moment  $\vec{M}'_c$  intersegmentaire exercé par le segment proximal sur le segment distal au centre articulaire est dans ce cas réduit à l'opposé du moment créé en C centre articulaire par la résultante des efforts de contact du sol sur le pied au centre de pression  $\vec{M}_c(\vec{F}_p)$ . Ce dernier peut être assimilé en première approximation au moment exercé par les muscles sur l'articulation pour garantir son équilibre (dont l'action est prépondérante devant les actions de contact et les actions ligamentaires). Pour assurer l'équilibre dynamique, un moment quasiment égal est exercé par le segment distal sur le segment proximal dans le sens opposé (équation (1) de la figure). Il faut noter que certains auteurs emploient de façon abusive les termes « internes » et « externes » pour les moments. Ces termes sont impropres puisque le principe de la dynamique ne tient compte que des actions externes. En fait, il se rapporte au caractère interne ou externe à l'articulation. Les actions externes dues aux muscles au niveau de la section virtuelle entre les segments sont considérées alors comme des actions internes à l'articulation. Sur la Figure 25, on voit que la résultante des efforts exercés par le sol sur le pied crée un moment négatif au centre articulaire suivant l'axe  $Z_o$  qui tend à faire fléchir l'articulation (moment de flexion). Pour assurer l'équilibre, le segment proximal exerce sur le segment distal un moment positif qui peut être assimilé à un moment d'extension et traduit comme l'action musculaire exercée pour stabiliser l'articulation.



**Figure 26 : Moments intersegmentaires du segment sus-jacent sur le segment sous-jacent selon les trois axes anatomiques du segment sous-jacent pour la cheville (à gauche), le genou (au milieu) et à la hanche (à droite) en % du poids du corps\*taille du sujet en fonction du % de cycle de marche**

La comparaison des courbes de moments inter-segmentaires exercés à la cheville, au genou et à la hanche, avec les corridors de la littérature montre que le modèle biomécanique et la méthode de dynamique inverse donne des résultats similaires à ceux précédemment publiés (Eng and Winter 1995; Allard et al. 1996). Pour permettre la comparaison, les moments ont été calculés dans le repère de référence du laboratoire d'une part et dans le repère anatomique du segment distal d'autre part puisque les repères d'interprétation choisis sont différents d'une étude à l'autre.

### 3.2 Paramètres

Le Tableau 37 présente les résultats pour les paramètres provenant des courbes d'efforts au sol enregistrée par les plateformes. (10 paramètres)



**Tableau 37 : Comparaison des moyennes et écarts types des paramètres d'efforts au sol avec la littérature**

Articulation	Nom du paramètre	Unité	Benedetti 20 sujets – moyenne d'âge 43 ans (20-72 ans)		Goujon 55 sujets – moyenne d'âge 36 ans (19-61 ans)	
			Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
Effort vertical	Premier maximum	% poids	112	8.9	110.8	7.2
		% du cycle	14.5	2	13.4	1.3
	Minimum	% poids	73	6.8	75.0	7.4
		% du cycle	28.5	2.8	27.8	2.3
	Deuxième maximum	% poids	113.8	6.5	112.5	6.6
		% du cycle	47.9	2	46.7	1.3
Effort longitudinal	Minimum	% poids	-19.3	4.2	-18.2	3.4
		% du cycle	10.5	2.3	9.3	1.6
	Maximum	% poids	21.6	4.3	21.8	2.9
		% du cycle	52.8	1.9	52.3	1.2

Le Tableau 38 concerne les paramètres extraits des courbes de moments intersegmentaires (22 paramètres). Les dénominations employées sont en accord avec celles de l'article de Benedetti et se rapporte à l'action du moment exercé par le segment distal sur le segment proximal (voir paragraphe 3.1).

**Tableau 38 : Comparaison des moyennes et écarts types des paramètres de moments intersegmentaires avec la littérature**

Articulation	Nom du paramètre	Unité	Benedetti 20 sujets – moyenne d'âge 43 ans (20-72 ans)		Goujon 43 sujets – moyenne d'âge 38 ans (22-61 ans)	
			Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
Cheville	moment maximal de flexion plantaire	% poids * taille	1.17	0.89	0.84	0.42
		% du cycle	5.6	2.7	5.59	1.49
	moment maximal de flexion dorsale	% poids * taille	8.16	1.14	8.53	0.89
		% du cycle	47.7	2.26	47.73	1.38
Genou	moment d'extension maximal en début d'appui	% poids * taille	4.2	1.34	1.95	1
		% du cycle	1.54	0.75	3.15	8.72
	moment de flexion maximal	% poids * taille	1.45	0.98	2.57	1.49
		% du cycle	15.3	3.16	12.86	2.08
	moment d'extension maximal	% poids * taille	2.75	1.38	1.89	0.8
		% du cycle	48.89	2.86	41.64	2.67
Hanche	moment de flexion maximale	% poids * taille	8.5	2.33	4.32	1.97
		% du cycle	1.4	0.44	3.88	4.97
	moment d'extension maximale	% poids * taille	2.82	1.16	4.15	1.21
		% du cycle	49.22	1.78	50.08	2.89
	premier maximum du moment d'adduction	% poids * taille	3	1.43	4.96	1.71
		% du cycle	14.63	2.59	13.57	3.73
	deuxième maximum du moment d'adduction	% poids * taille	9.91	1.62	4.73	1.33
		% du cycle	47.4	1.67	45.06	2.15
	moment de rotation externe maximal	% poids * taille	1.96	0.85	0.73	0.29
		% du cycle	46.39	2.3	39.59	11.29
	moment de rotation interne maximal	% poids * taille	1.7	0.97	0.69	0.35
		% du cycle	11.45	6.56	11.4	3

Pour les efforts au sol, les écarts entre les valeurs de Benedetti et les nôtres sont de moins de 2% du poids du corps. Les écarts types sur les paramètres d'effort sont inférieurs à 8% du poids du corps pour l'effort vertical et à 3.5% du poids du corps pour l'effort longitudinal. Pour les pourcentages de cycle, les écarts types varient entre 2 et 8% du cycle selon les paramètres. Ils sont inférieurs à 2.5% du cycle pour les paramètres d'effort.

Pour les moments, on observe de faibles écarts pour la cheville (inférieurs à 0.4 % du poids\*taille et 0.1% du cycle). Ces écarts augmentent au niveau du genou et surtout pour la hanche. Même si les écarts temporels pour l'ensemble des paramètres ne dépassent pas 7% du cycle, les valeurs des maxima sont parfois différentes de 3 ou 4 % poids\* taille alors que les valeurs nominales sont du même ordre de grandeur que ces écarts. On peut penser que ces différences proviennent du fait que Benedetti néglige le torseur de pesanteur et le torseur dynamique. Cette approximation est valable pour la cheville mais pour le genou et la hanche elle revient à négliger des composantes plus importantes.

## **4 Conclusion**

Pour conclure, la comparaison de nos résultats avec ceux de la littérature montre que notre protocole est validé aussi bien en ce qui concerne les calculs cinématiques que dynamiques. La base de données collectée fait partie des plus grandes de la littérature. De plus, notre protocole prend en compte le corps entier. Pour la suite de cette thèse, les données permettront de comparer des sujets pathologiques aux sujets asymptomatiques. Une valeur d'un paramètre supérieur ou inférieur à la moyenne + ou - 2 écarts types obtenue pour les sujets sains devra être considérée comme significativement différente des valeurs recueillies chez les sujets sains. Ces données seront donc à la base des comparaisons entre sujets sains et pathologiques.



## *Deuxième partie :*

# *Analyse cinématique et cinétique 3D de la marche : Application à l'amputé fémoral*

---

La deuxième partie de cette thèse concerne l'application du protocole, mis en place dans la première partie, à l'amputé fémoral.

Pour comprendre les difficultés propres à l'amputé, une étude des problématiques cliniques et liées à l'appareillage est, tout d'abord présentée. De même, une analyse soigneuse de la littérature, nous a permis d'identifier les domaines d'applications de l'analyse de la marche dans le cadre du traitement du handicap. Nous avons alors choisi de nous focaliser plus spécifiquement sur l'amputé fémoral (amputé de cuisse). En effet, les études portant sur ces patients sont peu nombreuses et montrent les perspectives offertes par les techniques d'analyse du mouvement.

La première étude, présentée ensuite, porte sur une évaluation fonctionnelle des pieds prothétiques. Cette étude a fait l'objet d'une publication parue dans la revue *Prosthetics and Orthotics International*. Dans le cadre de l'activité sur le plateau de marche du CERAH à Créteil, des analyses ont été conduites également sur des patients amputés tibiaux dont les données nous ont servi d'éléments de comparaison avec les amputés fémoraux.

Une deuxième étude s'est focalisée sur les mouvements du haut du corps chez l'amputé fémoral. L'analyse des données de 27 patients a montré des différences significatives avec les schémas observés chez le sujet sain. Les couples exercés sur le sol ont également été comparés. Les différences indiquent que la dynamique de la marche est fortement perturbée chez le patient amputé.

Suite à cette constatation, un modèle d'analyse dynamique a été proposé et évalué. Les premières analyses à partir de ce modèle portent sur l'effort au sol et montrent que les perspectives offertes par ces modèles sont vastes.



## ***Chapitre 6 Etude bibliographique sur la marche de l'amputé fémoral***

Avant d'aborder l'application de notre protocole d'analyse de la marche à des patients amputés, il est nécessaire de comprendre les problématiques cliniques qui sont liées à ce handicap et les répercussions qu'elles peuvent induire sur la marche. La première partie de ce chapitre est consacrée à l'identification de ces problématiques.

Dans la deuxième partie, une revue des différentes études menées à l'aide d'une analyse quantifiée de la marche a permis de dégager les apports de cette technique dans les différents domaines cliniques intervenant au cours de la rééducation des amputés.

La synthèse fait ressortir les limites de ces études et les perspectives qui s'ouvrent grâce à l'utilisation de l'analyse cinématique et dynamique de la marche.

### **1 Problématiques cliniques de l'amputé fémoral**

#### **1.1 Amputation et appareillage**

Ce paragraphe a pour but de définir les différentes étapes du parcours de soin d'un amputé et de présenter les différents spécialistes impliqués.

##### *1.1.1 Amputation*

L'amputation de membre inférieur est une intervention chirurgicale de dernier recours particulièrement traumatisante aussi bien sur le plan corporel que psychique.

On distingue cinq étiologies principales d'amputation :

- l'amputation vasculaire pour les patients artéritiques suite à une ischémie permanente (sans revascularisation possible) menaçant le pronostic vital
- l'amputation traumatique due à un accident ayant détruit le membre inférieur (accident de la circulation, faits de guerre...)
- l'amputation tumorale dont le but est de retirer le membre atteint par la tumeur cancéreuse pour stopper sa propagation
- l'amputation congénitale chez l'enfant atteint de malformations des membres
- l'amputation due à une infection (maladie nosocomiale par exemple).

L'artérite (artériopathie oblitérante des membres inférieurs) est la cause de 70 à 80% des amputations de membres inférieurs (Maître et al. 1996). Elle touche des sujets âgés présentant le plus souvent des polyopathologies associées. Les amputations d'origine traumatique, si elles tendent à diminuer, restent la deuxième cause d'amputation. Elles concernent des sujets en général plus jeunes et plus actifs et sont, dans la plupart des cas, pratiquées en urgence.

L'amputation de membre inférieur peut être pratiquée des orteils au bassin. Les amputations de pied n'impliquent pas la perte d'articulations majeures (cheville, genou, hanche). Pour les amputations au dessus de la cheville, on distingue les amputés tibiaux (au niveau de la jambe, le genou est intact) et les amputés fémoraux (au niveau de la cuisse). Lorsque l'amputation se fait au niveau d'une articulation (l'os n'est pas sectionné), on parle de désarticulation (syme pour la cheville, désarticulation de genou, désarticulation de hanche). L'amputation la plus sévère et la plus rare étant la désarticulation interilio-abdominale ou hémipelvectomie. Le chirurgien détermine le niveau principalement en fonction de l'atteinte mais il n'est pas rare que le moignon soit repris pour améliorer sa forme afin de faciliter l'appareillage ultérieur.

Chez l'amputé de cuisse, on classe les longueurs de moignons fémoraux en trois catégories (tiers inférieur, tiers moyen, tiers supérieur). Selon Bonnel et al (Bonnel and Lamoudi), le lieu d'élection serait le tiers moyen pour garantir une fonctionnalité suffisante tout en facilitant l'appareillage. Lors de l'amputation, l'os et les parties molles sont sectionnés. Les nerfs sont également sectionnés et enfouis dans des tissus non traumatisés pour limiter les douleurs. Il existe plusieurs techniques pour refermer les parties molles. Selon la prothèse envisagée, on peut rechercher un moignon dit maigre (peu de parties molles, faible vascularisation) ou au contraire un moignon matelassé et fonctionnel (Maurer). Dans ce cas, les muscles peuvent être recousus entre eux (myoplastie) pour assurer une tension physiologique et conserver leur capacité de contraction appelée globulisation (Maurer). Cette technique permet également une bonne vascularisation du moignon. Gottschalk (Gottschalk and Stills 1994; Gottschalk 1999) met en évidence l'importance, sur le plan biomécanique, de suturer le grand adducteur, quand cela est possible, pour limiter l'abduction du fémur résiduel et propose une technique chirurgicale.

A l'issue de cette chirurgie, le patient sera pris rapidement en charge par l'équipe de rééducation (médecins spécialistes, kinésithérapeutes) même avant l'appareillage. Le premier objectif est de parfaire la qualité du moignon (massage circulatoire, hygiène, tonification des muscles permettant le drainage et le modelage) qui assurera la mise et le maintien en position de la prothèse. Il est également essentiel d'entretenir la qualité de l'articulation sus-jacente notamment en assurant une position adéquate dans le lit pour éviter les hypoextensibilités musculaires et en pratiquant une rééducation des muscles moteurs : grand fessier, adducteurs, stabilisateurs latéraux de la hanche qui seront utilisés pour la mise en action de la prothèse. Enfin, un réentraînement à l'effort par des exercices respiratoires et de mobilisation du tronc, des membres supérieurs ou du membre controlatéral permettront d'aborder au mieux l'appareillage et la rééducation de la marche. (Barrault et al.).

### *1.1.2 Appareillage*

Le premier appareillage intervient relativement tôt après l'amputation (une quinzaine de jour environ). Compte tenu de l'œdème encore présent dans le moignon, cette prothèse est provisoire. Pour un amputé de cuisse, la prothèse est constituée :

- d'une emboîture, partie en interface avec le moignon
- d'un genou prothétique

- d'un pied prothétique
- d'éléments rigides assurant l'assemblage des composants.

Les genoux et les pieds prothétiques sont des éléments standard vendus par les fabricants de matériel prothétique alors que l'emboîture est spécifique à chaque patient et fabriquée artisanalement pour la meilleure adaptation au moignon par l'orthoprothésiste qui réalise également l'assemblage et le réglage (appelé alignement des différents composants). Pour la prothèse provisoire, le prothésiste utilise un matériau transparent pour fabriquer l'emboîture, ce qui permettra de déterminer visuellement les zones d'hyper appui.

### *1.1.3 Pathologies induites*

Suite à l'amputation d'un membre inférieur, certaines complications médicales peuvent apparaître qui vont être traitées médicalement par le médecin spécialiste ou par une reprise chirurgicale du moignon défectueux (Bardot et al.). Ces pathologies, qui induisent des douleurs, peuvent toucher les différents tissus.

Au niveau de l'os, des ostéophytes (repousses osseuses en extrémité de l'os sectionné) peuvent se former et nécessiter une opération de reprise. Des inflammations (ostéites) peuvent également affectées le tissu osseux.

Au niveau des nerfs, les douleurs peuvent être occasionnées par des névromes (cicatrices du nerf douloureuses) ou des névrites (inflammations).

Le tissu cutané peut également être le siège de troubles trophiques d'origine mécanique (frottement) ou circulatoire. D'une façon générale, l'état du moignon doit être surveillé pour s'assurer de l'absence de stases veineuses dues à une circulation sanguine insuffisante et pouvant entraîner des nécroses et des plaies.

Les articulations préservées peuvent également être sujettes à des dégradations dues aux sollicitations qui leur sont appliquées (rhumatisme, arthrose, raideur...).

Des douleurs du membre fantôme (correspondant à des douleurs de très forte intensité que la personne situe dans le membre absent) sont également fréquentes (surtout la nuit). Plus généralement, l'amputation a des conséquences psychologiques et un processus de deuil doit être réalisé.

### *1.1.4 Réadaptation fonctionnelle et sociale*

La rééducation d'un patient amputé mobilise une équipe médicale pluridisciplinaire. Les objectifs de cette réadaptation doivent être adaptés en fonction de différents critères cliniques et sociaux. La réadaptation de la personne amputée passe par le réapprentissage des gestes de la vie courante. L'âge du patient, son activité, les pathologies associées à l'amputation, notamment, vont orienter le travail de l'équipe soignante. En fonction des objectifs fonctionnels visés, l'appareillage et la rééducation seront différents.

Au cours de cette thèse, nous nous sommes intéressés à la marche de patients amputés fémoraux pour des raisons traumatiques, tumorales ou congénitales (donc à des patients relativement jeunes). C'est



pourquoi, nous allons nous focaliser plus particulièrement sur les aspects techniques des éléments prothétiques qui permettent de restituer une marche la plus physiologique possible et de recouvrer une autonomie maximale. Cependant, il faut garder en mémoire que l'appareillage n'est qu'une partie du traitement proposé à un amputé et que la marche ne représente également qu'un des objectifs fonctionnels à atteindre. Notre contribution s'inscrit donc dans un parcours beaucoup plus vaste de diagnostic et d'évaluation fonctionnelle de l'amputé fémoral.

## **1.2 Problématiques liés à l'appareillage des amputés fémoraux**

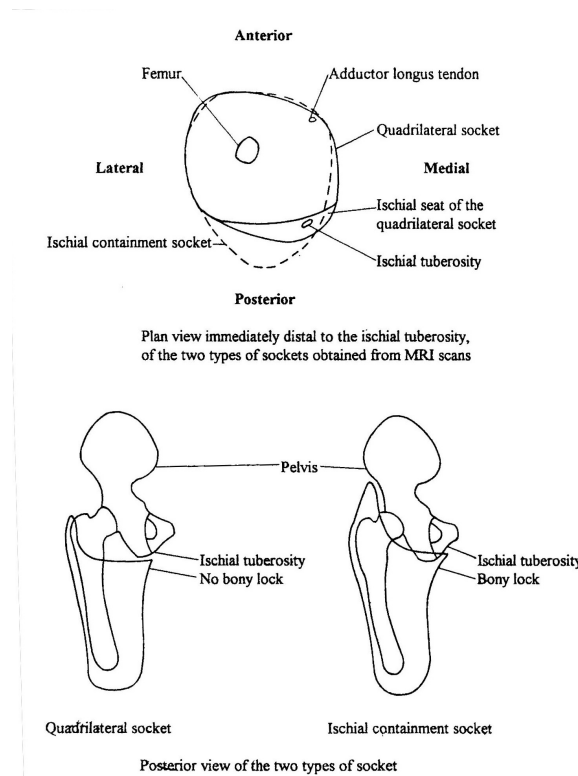
### *1.2.1 Maintien en position de la prothèse : Emboîture pour amputation fémorale*

La première fonction à remplir est la mise et le maintien en position de la prothèse. Cette fonction est réalisée par l'emboîture. Les solutions techniques employées doivent permettre de limiter les contraintes sur la peau à l'origine de troubles trophiques fréquents, de maintenir une vascularisation acceptable du moignon et d'entretenir la musculature préservée lors de la chirurgie.

Les emboîtures sont réalisées suivant différents modèles reposant sur différents principes de maintien en position (Maurer). Pour les patients les moins actifs et utilisant leur prothèse par intermittence, on peut utiliser une emboîture classique qui est en contact avec le moignon uniquement au niveau de certains appuis osseux (ischions du bassin) Le maintien en position est assuré par des ceintures et bretelles. Ces emboîtures sont progressivement abandonnées car elles impliquent un appareillage minimal et un résultat fonctionnel limité. Elles restent cependant indiquées pour des patients âgés et peu actifs car elles présentent l'avantage de se mettre facilement (Maurer).

Les emboîtures à succion ont été mises au point pour assurer le maintien de la prothèse sans dispositif externe. Le moignon est comprimé très fortement à sa racine. Une valve située à l'extrémité de l'emboîture permet de faire le vide dans l'emboîture après le chaussage. En contrepartie d'un meilleur maintien de l'emboîture, le chaussage est plus difficile et exige une consommation d'énergie accrue. De plus, la strangulation de la racine du moignon générée est à l'origine d'une stase veineuse cause de sclérose, d'œdème, de dermite voire d'ulcération (Maurer).

Mais le type d'emboîture tendant à se généraliser aujourd'hui, et principalement pour les amputés actifs, est l'emboîture contact. Le principe est de former l'emboîture de sorte qu'elle entre en contact avec la totalité du moignon y compris l'extrémité distale. L'appui est réparti sur l'ensemble du moignon. Le principe du vide d'air après chaussage est conservé mais la strangulation du moignon est diminuée limitant ainsi les risques de stases veineuses. Lors de la phase pendulaire, c'est la globulisation du moignon qui évite la perte de l'emboîture. Elle permet également une bonne vascularisation du moignon par un phénomène de pompage lors de l'appui. Parmi ces emboîtures, deux formes particulières sont le plus souvent utilisées : l'emboîture quadrilatérale et l'emboîture à ischion intégré (CAT CAM : Countoured Adducted Trochanteric-Controlled Alignment Method). Ces deux formes se distinguent par leur géométrie (voir Figure 27).



**Figure 27 : Comparaison de la géométrie des emboîtures quadrilatérale et ischion intégré**

L'emboîture quadrilatérale se caractérise par un collet en forme quadrilatérale et une tablette ischiatique. Cette tablette entre en contact avec l'ischion du bassin au cours de la marche (Figure 27). Le serrage du moignon s'effectue suivant l'axe antéropostérieur. Sabolich (Sabolich 1985) critique ce concept. Il lui reproche le manque de stabilisation dans le plan frontal, une compression exagérée du triangle fémoral par le contre-appui antérieur, une charge trop importante sur la tubérosité ischiatique du bassin et une tendance à l'abduction du fémur. Il propose une nouvelle forme en 1985 dont les principales différences sont de libérer les muscles antérieurs et postérieurs en élargissant la dimension antéropostérieure. Il supprime la tablette ischiatique et propose de réaliser une logette qui enveloppe la tubérosité ischiatique et la branche ischio-pubienne (Figure 27). La dimension médio-latérale est réduite et l'emboîture est positionnée au plus près du fémur résiduel assurant son placement en adduction. Schuch (Schuch and Pritham 1999) définit des critères d'indications et de contre indications de ces emboîtures. Il conclut notamment que le choix doit être orienté par les particularités du patient, notamment, la longueur du moignon, l'état du moignon, le fait que la marche soit assistée ou non.

### 1.2.2 Mise en action de la prothèse

La mise en action de la prothèse est réalisée par l'intermédiaire du moignon et de l'emboîture. Cette mise en action dépend principalement des muscles mobilisant l'articulation de hanche. Jaegers (Jaegers et al. 1995) a montré qu'il existe une atrophie musculaire et une déminéralisation osseuse chez l'amputé fémoral par l'analyse d'IRM des muscles et la comparaison entre le membre intact et le membre prothétique de 12 patients avec 2 sujets sains. Les muscles sectionnés sont plus atrophiés (40 à 60%) que

les muscles intacts (0 à 30%). De plus, cette atrophie augmente lorsque la longueur du moignon diminue. Jaegers conclut qu'il est important de suturer les muscles quand cela est possible pour éviter leur rétraction.

Le transfert du mouvement du moignon à l'ensemble de la prothèse est fonction de l'inertie des différents éléments. Aujourd'hui, la tendance est à la réduction de la masse globale de la prothèse par l'utilisation notamment de matériaux légers même si cette course à l'allègement est controversée (Selles et al. 1999).

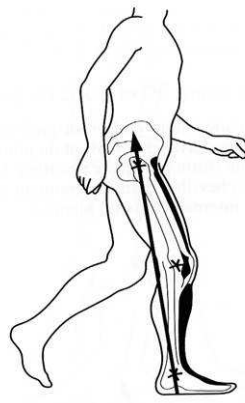
### 1.2.3 Fonctionnalité du membre prothétique

Les fonctions remplies par les articulations du genou et de la cheville doivent être restituées par les éléments prothétiques. Différentes solutions techniques ont été développées par les fabricants pour remplir ces fonctions.

- Genoux prothétiques

L'absence de muscles dans le segment prothétique soulève deux problèmes majeurs liés à la perte des fonctions remplies par ces muscles. Le genou prothétique doit pallier à ces pertes fonctionnelles (Fitzlaff 2000).

En phase d'appui, il faut garantir la stabilité du patient. Chez les sujets asymptomatiques, la réaction au sol, passant en arrière de l'articulation du genou, engendre un moment de flexion du genou lors du transfert du poids du corps d'un membre sur l'autre. Ce moment est contré par l'action des muscles. L'absence de ces muscles chez un amputé fémoral doit être compensé par un élément technique de façon à protéger le patient des chutes pendant cette période.



**Figure 28 : Illustration de l'activation du quadriceps pour assurer la mobilité du genou en phase d'appui (d'après Viel)**

En phase oscillante, lors de la marche du sujet sain, l'ensemble des actions musculaires s'organise pour s'adapter aux différentes vitesses de marche. Dans le cas du membre prothétique, des dispositifs devront permettre de contrôler la vitesse de retour du pied pour prépositionner correctement le membre inférieur avant un nouvel appui.

Notamment, la fonction de freinage en fin de phase oscillante exercée habituellement par des groupes musculaires comme les ischio-jambiers devra être restituée. Un dispositif technique de contrôle doit permettre d'assurer ce freinage.

Enfin, un des problèmes fréquents chez l'amputé est celui du passage du pas. En effet, compte tenu des plus faibles mobilités du membre inférieur par rapport aux sujets sains, il existe souvent une difficulté chez les amputés à passer le pas sans accrocher le sol.

En ce qui concerne la phase d'appui, on peut classer les solutions technologiques en trois catégories : mécanique, hydraulique ou géométrique. Les solutions mécaniques consistent à mettre en place un dispositif de blocage de la rotation lors de l'appui. La réalisation la plus simple est le genou à verrou (verrouillé en extension) qui assure une stabilité élevée mais une mobilité nulle. Des dispositifs plus complexes permettent d'exercer un effort de friction sur l'axe de rotation du genou pour interdire sa flexion sous charge. Le contrôle hydraulique fonctionne comme une résistance à la flexion pré réglée par le prothésiste, en faisant varier l'ouverture d'une valve. Les solutions géométriques résident dans le décalage postérieur par rapport à l'effort d'appui du centre instantané de rotation du genou qui peut être réalisé par conception (c'est le cas des genoux polycentriques munis de biellettes qui décalent le CIR du mouvement entre l'emboîture et le tibia) ou par alignement postérieur dans le plan sagittal (pour les genoux à axe simple). Globalement, les différents systèmes employés ont pour but de bloquer la flexion du genou au cours de l'appui mais ne permettent pas de doser ce blocage en fonction des activités du patient.

Pour la phase oscillante, les technologies utilisées pour assurer le contrôle de la prothèse peuvent être mécanique, pneumatique ou hydraulique. Parmi les dispositifs mécaniques, des rappels élastiques ou des ressorts peuvent permettre de prévenir une flexion excessive et d'améliorer l'extension du tibia en fin de phase oscillante pour des sujets peu actifs. Cependant, ces solutions ne permettent pas de contrôler la décélération en fin d'appui. Des freins mécaniques peuvent permettre d'appliquer un frottement continu sur l'axe de rotation permettant de freiner à la fois l'accélération et la décélération du tibia prothétique. Les solutions pneumatiques et hydrauliques sont basées sur la résistance variable produite par la compression de l'air ou le débit variable d'un fluide au travers de valves. On obtient ainsi une résistance à la flexion et un amortissement, lors de l'extension. Comme nous l'avons vu au paragraphe précédent, les genoux hydrauliques peuvent permettre, en outre, un contrôle de la phase d'appui. On parle de genoux SNS (Swing and Stance Phase Control). Ces dispositifs peuvent être réglés par le prothésiste de façon permanente mais ne permettent pas une adaptation aux différentes vitesses de marche du patient. Pour pallier à cette limite, ils peuvent être contrôlés par un microprocesseur qui modifie le réglage en fonction de la vitesse de marche. Enfin, pour le passage du pas, les genoux polycentriques fournissent une solution puisque par les jeux des biellettes, un raccourcissement du segment jambier s'opère au cours de la flexion du genou.

Tous ces dispositifs sont utilisés séparément ou simultanément dans les genoux présents sur le marché.

Il faut cependant noter qu'il existe aujourd'hui un genou assurant le contrôle de la phase d'appui, dans le sens où ils autorisent la flexion du genou sous charge. Ces genoux sont capables d'adapter leur résistance à la flexion en fonction de l'activité du patient, ce qui permet notamment de descendre des marches d'escaliers. Ce genou est fabriqué par la société OttoBock, il s'agit du C-leg®.



**Figure 29 : Descente d'escalier avec le genou Cleg (Ottobock)**

Un autre genou particulier qu'il est utile de signaler est le genou Hydracadence® de la société Protéor qui assure une synergie entre la flexion du genou et la flexion dorsale de la cheville. Un dispositif hydraulique permet la communication entre les deux articulations prothétiques. Au-delà de 20° de flexion du genou, la flexion dorsale de la cheville est activée. Cet ensemble prothétique a été conçu pour faciliter le passage du pas.

- Pieds prothétiques

Comme nous l'avons vu au chapitre 3, le pied physiologique remplit diverses fonctions. Pour rappel, le pied prothétique doit supporter la charge au cours de l'appui, permettre un transfert progressif du talon vers les orteils, absorber le choc au moment de l'impact, compenser les conditions diverses au niveau du sol et restituer l'énergie. Les pieds prothétiques disponibles peuvent être classés en plusieurs catégories. La première grande classification est la distinction entre pieds non articulés ou articulés (Fitzlaff 2000).

Dans la première catégorie, on trouve les pieds dits conventionnels et notamment SACH (Solid Ankle Cushion Heel). Ce dernier est constitué d'une âme en bois noyée dans un matériau plastique esthétique. Le pied SACH n'offre aucune mobilité au niveau de la cheville.

Dans la deuxième catégorie, on trouve des pieds articulés monoaxiaux et pluriaxiaux qui autorisent des mouvements de flexion-extension exclusivement dans le premier cas ou composés avec des mouvements d'inversion-éversion dans le second cas. L'articulation est réalisée généralement grâce à des mousses déformables qui s'écrasent sous l'action du poids du sujet.

Une troisième catégorie apparue plus récemment est constituée des pieds à lames flexibles. Ces pieds ne sont pas articulés mais autorisent cependant des mouvements du tibia par rapport au pied grâce aux propriétés du matériau qui les compose (carbone le plus souvent). De plus, ces pieds ont la particularité

de restituer une partie de l'énergie qu'ils ont emmagasinée lors de leur déformation. Pour obtenir cette déformation, la lame doit être adaptée aux caractéristiques du patient c'est pourquoi le choix d'un pied à lame ne se fait pas uniquement en fonction de la pointure mais également du poids et de l'activité du patient. En France, une classification des pieds prothétiques a été mise en place liée au niveau de remboursement admis pour chaque pied. Trois classes sont définies selon des critères mécaniques. Tous les nouveaux pieds sont testés au CERAH sur une machine d'essai spécifique avant d'être mis sur le marché. La classe 3 correspond aux pieds dits « à restitution d'énergie ».

#### 1.2.4 Compensation des pertes fonctionnelles par les parties intactes

Malgré les solutions technologiques de plus en plus complexes adoptées par les fabricants, les fonctions perdues ne peuvent être tout à fait comblées par la prothèse. Il en résulte des phénomènes de compensation au niveau des segments intacts. On note notamment une augmentation des pathologies articulaires du membre sain chez les amputés dues à un chargement excessif du membre intact au cours de la marche (Nolan and Lees 2000). Ces patients se plaignent également fréquemment de douleurs lombaires. Celles-ci résultent généralement d'une hyperlordose provoquée par l'utilisation intensive des muscles extenseurs du rachis, destinée à compenser la perte d'amplitude articulaire au niveau de la hanche (Viel et al. 1979). La perte d'un équilibre dynamique global entraîne des boiteries (type duchenne de boulogne ou Tredelenburg), qui touchent le bassin et le tronc (Viel et al. 1979). Enfin, des difficultés persistent souvent, compte tenu des pertes de mobilité globale du segment prothétique, pour passer le pas. Ces difficultés engendrent fréquemment des compensations soit par un mouvement en abduction-rotation externe de hanche appelé fauchage soit par une ascension sur les orteils du côté sain au cours de la phase oscillante (pied équin).

## 2 Analyse de la marche de l'amputé fémoral

Le contexte clinique, présenté dans la première partie, a permis de dégager les problèmes fonctionnels auxquels sont confrontés les amputés fémoraux lors de la marche et les solutions technologiques qui leur sont proposées actuellement. La deuxième partie est consacrée à la synthèse des études portant sur l'analyse instrumentée de la marche de patients amputés fémoraux et à la mise en évidence des potentialités de cette technique pour proposer une aide au diagnostic et à l'évaluation pour le clinicien.

Deux revues de littérature récentes (Rietman et al. 2002; van der Linde et al. 2004) recensent l'ensemble des études portant sur l'analyse de la marche des amputés pour faire la synthèse des résultats publiés jusqu'à présent. Van der Linde et coll. se focalisent sur la comparaison d'éléments prothétiques. Parmi les 40 études qu'ils sélectionnent, seules 11 portent sur les amputés fémoraux (les autres concernent les amputés tibiaux). Rietman identifie 34 études dont 8 concernent les amputés fémoraux. Il propose une classification des études en 5 catégories :

- les études portant sur les stratégies d'adaptation mises en place par les amputés pour compenser leur handicap
- les études comparant des éléments prothétiques (pieds et genoux)
- les études s'intéressant à l'effet de la masse des prothèses
- les études comparant les emboîtures
- les études quantifiant la consommation d'énergie au cours de la marche.

Van der Linde identifie également les paramètres utilisés dans chaque étude. En ce qui concerne les études portant sur des amputés fémoraux recensées dans sa revue de littérature, beaucoup d'études ne s'intéressent qu'à des paramètres globaux spatio-temporels de la marche (vitesse, longueurs des pas, durée des cycles). D'autres utilisent en plus l'analyse cinématique des articulations saines ou prothétiques. Certains auteurs caractérisent la consommation d'énergie (volume d'oxygène expiré ou fréquence cardiaque). Par contre, une seule étude propose d'utiliser le calcul des moments intersegmentaires.

## **2.1 Stratégies d'adaptation**

Zuniga, dès 1972 (Zuniga et al. 1972), s'intéresse à la marche des amputés fémoraux. Il analyse un échantillon de 34 patients comparé à un groupe contrôle de 20 personnes. Au cours de cette étude, la flexion-extension du genou est mesurée par goniométrie et la durée du contact du pied au sol par des contacteurs placés sous la chaussure. Il montre une asymétrie des proportions des phases d'appui et des phases oscillantes entre le côté intact et le côté prothétique. L'appui est plus long du côté intact et la phase oscillante est allongée du côté prothétique. Il observe également une réduction de la mobilité en flexion-extension du membre prothétique pendant la phase oscillante et une absence totale de flexion au cours de la phase d'appui. Skinner, dans une revue de littérature publiée en 1983 résume les résultats obtenus jusqu'à cette date. Les paramètres spatio-temporels (vitesse, longueur du pas, cadence) sont tous significativement plus faibles pour les amputés traumatiques trans-fémoraux par rapport aux sujets sains. La symétrie de la marche est rompue chez l'amputé. Le coût énergétique est augmenté notamment pour les amputés fémoraux d'origine vasculaire.

Le Tableau 39 présente les études les plus récentes recensées dans la littérature dont l'objectif est de caractériser la marche de l'amputé fémoral par l'analyse cinématique et/ou dynamique.

On remarque que, hormis celle de Boonstra (Boonstra et al. 1994) (29 patients), ces études sont menées sur un faible nombre de patients (entre 8 et 11). Cependant l'analyse de Boonstra se limite à la mesure des amplitudes articulaires en 2D pour le genou et la hanche. Toutes ces études sont réalisées sur des amputés pour des raisons traumatiques ou tumorales. Il s'agit donc de patients relativement jeunes et actifs. On peut noter qu'aucune de ces études n'utilisent les efforts et les moments enregistrés par les plateformes de force comme paramètres de comparaison de la marche de l'amputé avec celle du sujet sain.

Un des principaux résultats de ces études est l'asymétrie de la marche de l'amputé fémoral. La durée de l'appui du côté sain est allongée par rapport au sujet sain. La vitesse de marche des amputés est toujours inférieure à celle des sujets du groupe contrôle.

Au niveau de la cinématique du membre appareillé, les principaux résultats sont :

- Une mobilité très faible au niveau de la cheville prothétique
- Une absence de flexion du genou en phase d'appui du côté prothétique correspondant à la fonction de sécurité présentée au paragraphe 1.2.3 du chapitre 6.

Pour le côté sain, les résultats sont plus controversés. Si Seroussi (Seroussi et al. 1996) ne note pas de modification significative de la cinématique du côté sain, Sjö Dahl (Sjö Dahl et al. 2002) et Jaegers (Jaegers et al. 1995) observe une augmentation de la flexion du genou en phase d'appui notamment. Nolan (Nolan and Lees 2000) propose une étude plus approfondie du membre intact chez 4 sujets amputés tibiaux et 4 sujets amputés fémoraux. Il met en évidence des différences avec un groupe de 10 sujets sains. Notamment, il montre que l'amplitude angulaire sagittale de la cheville saine est augmentée ainsi que la flexion du genou en phase d'appui.

L'analyse des mouvements du bassin (Sjö Dahl et al. 2002) ou du tronc (Jaegers et al. 1995) met en évidence des schémas de mouvement différents de ceux du sujet sain notamment dans le plan frontal avec des amplitudes augmentées. Cette instabilité semble être corrélée avec la diminution de la longueur du membre résiduel et l'atrophie musculaire associée (Jaegers et al. 1995). Une étude électromyographique menée par Jaegers (Jaegers et al. 1996) sur le même échantillon de patients associée à une mesure de l'atrophie musculaire par IRM (Jaegers et al. 1995), lui permet de montrer que l'amplitude d'inclinaison latérale du tronc est reliée à la faiblesse des abducteurs de hanche. Dans cette étude, il montre aussi que les muscles de hanche restent actifs plus longtemps que ceux des sujets sains pour contrôler les éléments passifs de la prothèse.

L'analyse des moments intra articulaires montre une augmentation des valeurs des maxima pour le genou et la hanche saine (Nolan and Lees 2000). Cependant, Seroussi trouve un moment interne de flexion de hanche en fin d'appui plus faible que pour les sujets sains au niveau de la hanche saine. Pour le côté amputé, Seroussi montre que le moment externe de flexion du genou mesuré pour les sujets sains devient un moment d'extension au niveau du genou prothétique (assurant ainsi le blocage en extension au cours de l'appui §1.2.3). Il montre également une augmentation du moment interne de flexion de hanche en fin d'appui du côté prothétique.

On peut enfin citer une étude de Schmid (Schmid et al. 2005) dont l'objectif est d'analyser les déplacements des centres de pression au cours de la marche chez 12 amputés fémoraux. Il montre également une asymétrie dans le déplacement du centre de pression sous les deux pieds mettant en évidence une difficulté du côté prothétique à transférer le poids du corps au cours de l'appui.



**Tableau 39 : Etudes concernant les stratégies d'adaptation au cours de la marche chez l'amputé fémoral**

Etudes	Patients (âge)	Groupe contrôle	Cause d'amputation	Appareillage	Protocole	Vitesse de marche	Paramètres d'analyse cinématique et cinétique	Principaux résultats
(Yang et al. 1991)	4 (52-62 ans)			2 appareillages différents : - pied SACH, genou monoaxial (Ottobock), emboîture quadrangulaire - pied multiflex, genou monoaxial contrôle pneumatique	3 séquences de modifications de l'alignement de la prothèse -mesures cinématiques (système optoélectronique) -mesures du torseur d'actions au sol -modèle dynamique		2D Courbes d'évolution au cours du cycle des positions angulaires et des moments dans le plan sagittal pour la cheville, le genou et la hanche Paramètres concernant les efforts de réaction au sol, la cinématique et la cinétique	L'angulation de la cuisse sert de paramètre d'ajustement pour s'adapter aux différents alignements. Effet significatif des alignements du pied et de l'emboîture sur les efforts au sol, les moments du côté prothétique
(Boonstra et al. 1994)	29 41 ans (13)		traumatique (17), tumorale (10), congénital (1), vasculaire (1)	- genoux identiques (3R80 Ottobock) - pieds multiflex (27), pieds Otto Bock Lager (2) - emboîture quadrangulaire (17), ischion intégré (12) 4 patients avec canne	- questionnaire - mesures goniométriques pendant la marche (genou en sagittal, hanche en frontal et sagittal) - consommation d'énergie	confortable (1.04 m/s) et rapide (1.27 m/s) sur piste de marche et 2 et 3 km/h sur tapis roulant	2D Amplitude genou et hanche côté intact et prothétique Vitesse	vitesse plus faible par rapport aux sujets sains (littérature) augmentation de la durée de la phase oscillante du côté prothétique corrélation vitesse - âge

Etudes	Patients (âge)	Groupe contrôle	Cause d'amputation	Appareillage	Protocole	Vitesse de marche	Paramètres d'analyse cinématique et cinétique	Principaux résultats
(Jaegers et al. 1995)	11 35.7 ans (20-56)	2	traumatique ou tumorale	8 genoux polycentrique, 3 genoux monoaxiaux pieds multifix 7 emboîtures quadrilatérales 4 emboîtures ischion intégré	- mesures des paramètres spatio-temporels (longueurs des pas, durées d'appui, vitesse) - mesures goniométriques (genou en sagittal, hanche en frontal et sagittal, mouvement latéral du tronc)	vitesse confortable : 1.01 m/s (0.18) vitesse rapide : 1.25 m/s (0.23)	2D paramètres spatio-temporels côté intact et prothétique courbes d'évolution des paramètres cinématiques au cours du cycle de marche en fonction du niveau d'amputation (moignon court, oyeu ou long) et paramètres extraits des courbes	-Les amputés marchent 29% moins vite que les sujets sains, la vitesse ne dépend pas de la longueur du moignon - La plupart des amputés ont un pas plus large que les sujets sains - la plupart des amputés ont un schéma de marche asymétrique, l'appui est plus long sur le membre intact. L'asymétrie augmente pour les moignons courts et diminue avec la vitesse de marche - certains amputés dont les muscles sont très atrophiés ont une inclinaison latérale du tronc extrême du côté de la prothèse pendant l'appui - la plupart des amputés ont une extension de hanche plus importante en fin d'appui sauf pour les moignons courts -le genou intact reste fléchi pendant toute la phase d'appui
(Seroussi et al. 1996)	8 37.3 ans (30-44)	8 31.8 ans (25-41)	non vasculaire	même appareillage : genou Telhin avec unité hydraulique SNS, pied Seattle Ligth foot (à restitution d'énergie), emboîture ischion intégré	système optoélectronique et plate formes de force	vitesse confortable 1.2 m/s (0.1)	2D courbes d'évolution de position angulaire, moment et puissance pour la cheville, le genou et la hanche côté sain et amputé dans le plan sagittal uniquement le modèle dynamique n'est pas décrit	Cinématique du membre intact similaire à celle des sujets sains Perte de mobilité pour la cheville pendant tout le cycle et le genou pendant l'appui Moments internes (opposé du moment externe créé par l'effort externe): moins de moments de flexion plantaire à la cheville, pas de moment extenseur de genou au cours de l'appui, plus de moment de flexion de hanche en fin d'appui pour le membre prothétique Travail de la cheville prothétique en fin d'appui représente 20% de la normale, plus de travail (33%) de la cheville saine, le travail des extenseurs de la hanche intact est plus important en début d'appui, le travail des fléchisseurs de la hanche prothétique est équivalent à celui des sujets sains malgré le faible poids de la prothèse

Etudes	Patients (âge)	Groupe contrôle	Cause d'amputation	Appareillage	Protocole	Vitesse de marche	Paramètres d'analyse cinématique et cinétique	Principaux résultats
(Sjödahl et al. 2002)	9 33 ans (16-51)	18 36 ans (21-52)	traumatique (4), tumorale (5)	genoux : 3 total knee mécanique, 4 genoux pneumatiques et 2 hydrauliques 2 pieds articulés multiaxiaux, 2 Seattle, 6 flexfoot 6 emboîtures quadrilatérales, 3 ischion intégré	système optoélectronique 3D et plateforme de force Suivi du groupe avant, après et au cours du suivi d'un programme de rééducation spécial	vitesse confortable 1.1 m/s (0.63 – 1.65) avant la rééducation	2D paramètres et courbes cinématiques et cinétiques (moment et puissance) pour la cheville le genou, la hanche et le bassin Le modèle dynamique n'est pas décrit	La vitesse de marche et la longueur du pas augmente après rééducation mais reste inférieur aux valeurs du groupe contrôle. Bassin : antéversion du bassin au cours de la phase d'appui deux fois plus important que pour les sujets sains Hanche : flexion de hanche plus importante pour le côté sain que chez les sujets sains augmentation pour le côté sain et prothésé après rééducation travail des extenseurs de hanche plus important pour les deux côtés que pour le groupe de référence le moment de flexion de hanche en fin d'appui est symétrique mais plus important du côté sain après traitement et comparable au groupe de référence lors du suivi Genou : blocage en extension au cours de l'appui du genou prothétique, augmentation de la flexion lors de l'appui du côté sain Cheville : augmentation du moment de flexion plantaire du côté sain indiquant une surélévation sur ce côté
(Sjödahl et al. 2003)	9 33 ans (16-51)	18 36 ans (21-52)	traumatique (4), tumorale (5)	genoux : 3 total knee mécanique, 4 genoux pneumatiques et 2 hydrauliques 2 pieds articulés multiaxiaux, 2 Seattle, 6 flexfoot 6 emboîtures quadrilatérales, 3 ischion intégré	système optoélectronique 3D et plateforme de force Suivi du groupe avant, après et au cours du suivi d'un programme de rééducation spécial	vitesse confortable	2D courbes d'évolution cinématique du bassin dans le plan frontal et dans le plan horizontal	L'allure de la courbe d'évolution de la position du bassin dans le plan frontal est caractéristique chez l'amputé fémoral avec une inclinaison de l'appui opposée par rapport aux sujets sains. La rotation du bassin est moins ample et moins symétrique. Cette symétrie est retrouvée après la rééducation.

## 2.2 Comparaison d'éléments prothétiques

Le deuxième volet balayé par les études d'analyse de la marche est la comparaison d'éléments prothétiques. Chez l'amputé fémoral, ces comparaisons peuvent concerner le pied ou le genou.

### 2.2.1 Pieds prothétiques

Les comparaisons de pieds prothétiques sont l'objet de nombreuses études chez l'amputé tibial (voir chapitre 7). Au contraire, chez l'amputé fémoral, une seule étude concerne une comparaison entre différents pieds prothétiques (van der Linden et al. 1999). L'auteur propose une méthode de comparaison de 4 pieds (dont 3 à lames). 2 patients (35 et 34 ans) participent à l'étude. Ils portent tous les deux une emboîture quadrangulaire et un genou monoaxial 3R49 OttoBock. Les points forts de cette étude sont une analyse tridimensionnelle, une comparaison pour un même individu des quatre pieds prothétiques et une analyse simultanée du membre intact. Les paramètres analysés sont les paramètres du cycle (vitesse, durée d'appui), les efforts de réaction au sol, la cinématique articulaire des deux membres inférieurs, les moments intraarticulaires exprimés dans le repère global de mesure et les puissances articulaires obtenues comme le produit du moment par la vitesse angulaire à chaque articulation. Pour obtenir les caractéristiques inertielles de la prothèse, des mesures mécaniques ont été utilisées (pendule et point d'équilibre des composants de la prothèse). Pour chaque amputé, une vitesse confortable et une vitesse rapide sont adoptées lors des essais.

L'auteur retrouve des résultats similaires à ceux des études précédentes (augmentation de l'amplitude articulaire de la cheville saine, dans le plan sagittal, pour permettre le passage du pas, diminution du moment externe d'extension de hanche en fin d'appui au niveau de la hanche saine). Cependant, ces observations sont basées sur la comparaison avec des courbes de la littérature car l'auteur ne dispose pas d'un groupe contrôle (ce qui peut induire des biais par la différence potentielle entre les protocoles utilisés).

En ce qui concerne la comparaison des pieds prothétiques, les paramètres cinématiques et cinétiques permettent de discriminer les pieds les uns par rapport aux autres, ce qui tend à montrer que ce type d'analyse peut être utilisée pour l'évaluation de ces matériels. L'auteur suggère que les études menées précédemment sur la comparaison de matériels prothétiques souffraient de l'effet de moyenne sur un groupe de sujet alors que les stratégies sont individuelles. Il montre aussi que l'étude de l'ensemble des articulations du membre inférieur est indispensable pour comprendre les répercussions des matériels prothétiques sur la marche.

L'auteur reconnaît cependant que le faible nombre de patients inclus dans l'étude ne lui permet pas de conclure sur la comparaison. D'autre part, il note que l'étude du pied prothétique ramené à l'articulation de cheville est abusive dans le cas des pieds prothétiques à lames. En effet, il n'existe pas d'articulation proprement dite mais une lame qui se déforme de façon continue. Il semble donc que la modélisation du pied prothétique par un seul élément rigide entraîne un biais dans les résultats obtenus.

### 2.2.2 Genoux prothétiques

Le Tableau 40 récapitule les études portant sur la comparaison de différents genoux prothétiques par l'analyse de la marche. Nous avons retenu ici les études portant sur des amputés fémoraux d'origine traumatique. Les études sur les amputés fémoraux d'origine vasculaire sont beaucoup plus rares. On peut citer celle de Devlin (Devlin et al. 2002). Son étude porte sur l'intérêt d'équiper des amputés vasculaires âgés d'un genou libre par rapport à un genou verrou. Il se base sur la préférence des patients, la distance parcourue pendant 2 minutes de marche et un questionnaire sur l'utilisation de la prothèse. Les résultats montrent que les patients marchent plus vite et parcourent une distance plus importante avec le genou verrou. De plus, l'utilisation de la prothèse est plus fréquente. Enfin, les patients expriment une préférence pour ce genou. Au vu des résultats d'une telle étude, il apparaît que les développements technologiques récents dans le matériel prothétique s'adresse plutôt à des amputés d'origine autre que vasculaire. Comme nous l'avons vu au paragraphe 1, cette catégorie de patients est en moyenne plus jeunes et plus actives et bénéficiera plus certainement des améliorations fonctionnelles induites par les nouvelles technologies.

Notre synthèse porte sur les études dont au moins l'un des moyens d'investigation est l'analyse cinématique et dynamique de la marche. Les autres moyens sont par exemple l'analyse de la consommation d'énergie. Par exemple, Orendurff (Orendurff et al. 2006) compare la consommation d'énergie avec un genou SNS et celle avec un genou C leg pour 8 amputés. Ces études permettent d'analyser de façon globale le rendement de la marche mais n'apportent pas une compréhension fine des modifications de la marche induites par tel ou tel matériel.

**Tableau 40 : Etude concernant la comparaison de genoux prothétiques par l'analyse de la marche**

Etude - Comparaison réalisée	Patients cause d'amputation âge moyen (intervalle)	Groupe contrôle	Appareillage	Protocole	Paramètres étudiés	Analyse statistique	Résultats
genou hydraulique vs genou à friction (Murray et al. 1983)	7 amputés traumatiques 40 ans (33-46)	utilisation de courbes standard pour les vitesses normales et rapides 11 hommes vitesses lentes 38 ans (28-48)	Pieds d'origine (employés avec genou à friction) : 4 pieds SACH, 3 pieds articulés axes simples Pieds employés avec genou hydraulique : 7 pieds SACH	Tous les amputés portent habituellement un genou à friction 1-5 mois d'adaptation pour passer au genou hydraulique analyse cinématique (30 Hz) 3 vitesses de marche	2D : - paramètres spatio-temporels - courbes de positions angulaires dans le plan sagittal cheville/ genou/ hanche/ épaule/ coude - courbes de déplacements linéaires 3D de la tête - courbes de déplacement vertical du talon et du pied	test t	Améliorations observées avec le genou hydraulique : - augmentation de la vitesse - diminution de la montée du talon en phase oscillante - progression plus uniforme - mouvement de hanche plus proche des sujets sains Différences avec la marche des sujets sains - asymétrie des phases entre côté sain et prothétique - inclinaison du corps du côté de la prothèse lors de l'appui - flexion plantaire excessive de la cheville saine pour améliorer le passage du pas prothétique - augmentation de la largeur des pas
genou 4 axes à contrôle pneumatique vs hydraulique (Boonstra et al. 1996)	28 amputés autres que vasculaires chroniques (15-63 ans)	aucun	pieds : 26 multiflex – 2 lager foot emboîture : 16 quadrilatéral – 12 ischion intégré genou habituel : 3R20 Ottobock hydraulique genou comparé Tehlin pneumatique 4 patients utilisent des cannes	2 groupes : 1 <sup>ère</sup> analyse 1 groupe reçoit le genou Tehlin 2 semaines d'écart 2 <sup>ème</sup> analyse : les deux groupes changent de genou  2 vitesses : confortable et rapide	2D Questionnaire Variables temporels Goniométrie genou, hanche Déplacement du centre de gravité de la prothèse Durée de la flexion-extension du genou prothétique	U Mann-Whitney	19 patients préfèrent le Tehlin 6 patients préfèrent le 3R20 3 sans opinion Le tehlin permet une vitesse maximale plus importante – La symétrie de la marche est meilleure On observe une diminution de l'amplitude et de la durée de flexion-extension avec le tehlin. Ces différences peuvent être attribuées aux propriétés d'amortissement du genou

Etude - Comparaison réalisée	Patients cause d'amputation âge moyen (intervalle)	Groupe contrôle	Appareillage	Protocole	Paramètres étudiés	Analyse statistique	Résultats
Analyse du genou 3R80 contrôle hydraulique rotative (Blumentritt et al. 1998)	7 amputés traumatiques 28-59 ans	aucun	pieds différents pour chaque amputé emboîture à ischion intégré	3 séries d'analyse 1- configuration normale 2- alignements différents (4 config) 3- changement de pieds (6 différents)	2D Courbes d'évolutions pour les positions angulaires et les moments dues aux efforts au sol pour la cheville, le genou et la hanche		appui : flexion du genou prothétique entre 2 et 8 ° balancement : flexion du genou prothétique > flexion du genou sain Pas de moment de flexion externe pendant l'appui du genou prothétique grande variabilité des moments au niveau de la hanche Effet alignement-pieds peu d'effet sur le moment d'extension de hanche mais effet de l'alignement sur le moment de flexion de hanche
non articulé vs SNS vs C leg (Perry et al. 2004)	1 amputé bilatéral suivi au cours de sa rééducation	courbes standard	1 -genou verrou, Seattle foot, ischion intégré 2 – genou SNS, multiflex, ischion intégré 3 – Cleg, pieds articulés multiaxial, ischion intégré	mesure d'énergie pour les 3 prothèses) caractéristiques du cycle (contacteurs) pour le Cleg uniquement analyse cinématique de la marche d'un seul côté	consommation d'énergie : rythme cardiaque et respiratoire, taux de consommation d'oxygène, ration d'échange respiratoire vitesse, cadence, longueur du cycle sur 20 minutes de marche Pour le C leg cinématique des articulations moments, efforts		comparaison : - vitesse plus élevée avec le Cleg, cycle plus long - consommation d'énergie plus faible avec le C leg  Analyse cinématique même déviation que chez l'amputé fémoral unilatéral pas de flexion au cours de l'appui
genou monoaxial hydraulique (3C1) vs Cleg (Schmalz et al. 2002)	6 amputés autres que vasculaires 33 ans (26-43 ans)	aucun	pieds 1D25	3 vitesses de marche 30 minutes de repos entre les deux analyses	consommation d'énergie moments sagittaux cheville genou hanche	t test	La consommation d'énergie diminue pour le Cleg aux vitesses confortable et lente, par contre pour la vitesse rapide la diminution n'est pas significative

L'analyse des résultats des différentes études montre que l'analyse cinématique et dynamique de la marche permet de quantifier les modifications dues à un appareillage. Elle permet de cibler les paramètres sensibles aux changements de composants et de comprendre ainsi les répercussions de la technologie utilisée. Cependant, la généralisation des résultats est souvent limitée par un nombre de patients faible. Seul Boonstra dispose d'un échantillon important mais le nombre de paramètres qu'il analyse est limité. Finalement, les paramètres de l'analyse de la marche apparaissent efficaces pour mener la comparaison de matériels prothétiques malgré les différences interindividuelles.

### **2.3 Modélisation**

L'analyse de la marche permet, comme nous venons de le voir, de quantifier des grandeurs mesurables tels que la cinématique articulaire ou les efforts exercés par les pieds sur le sol. Mais, comme nous l'avons vu au chapitre 2, ces techniques peuvent également être le point de départ de modèle basé sur des méthodes de dynamique, dont les objectifs sont nombreux. Il peut s'agir de comprendre l'origine des défauts de marche, de calculer les efforts dans les composants de la prothèse, d'analyser l'effet de la masse de la prothèse sur les caractéristiques de la marche, de simuler la marche à partir de certaines données d'entrée.

Les modèles, dédiés à l'analyse des défauts de marche et à la conception de composants, font appel à des méthodes de dynamique inverse. L'objectif est alors de calculer les moments dans les articulations prothétiques de la même façon que cela peut être fait dans les articulations saines (chapitre 2). Pour cela, il est, à priori, nécessaire de connaître les paramètres inertiels des composants de la prothèse. Certains auteurs négligent totalement la part des actions dynamiques et de pesanteur dans leur modèle (Blumentritt et al. 1998; Schmalz et al. 2002). Ceci revient à écrire un équilibre statique de la prothèse à chaque instant du cycle. Quelques auteurs utilisent des mesures (pesée, planche de réaction, technique du pendule) pour obtenir les différentes caractéristiques inertielles (masse, centre de gravité et inertie de chacun des composants)(Van der Linden et al. 2002; Dundass et al. 2003). Le moignon est généralement modélisé par une forme géométrique simple. L'inconvénient de ces mesures est qu'elles nécessitent de démonter la prothèse de chaque patient ce qui exclut leur utilisation en application clinique. L'analyse des moments dans les éléments de la prothèse peut permettre de proposer des normes d'évaluation (van der Linden et al. 1999). L'analyse de la valeur du moment dans la hanche du côté appareillé permet de mettre en évidence la stratégie musculaire adoptée par le patient.

Des modèles plus simples (type pendule) ont été développés pour analyser la phase oscillante du cycle de marche et rechercher l'effet d'une augmentation de la masse de la prothèse. Selles (Selles et al. 1999) passe en revue les modèles (pendule, multisegmentaire, énergétique) destinés à prédire l'effet de la masse de la prothèse sur la vitesse, la longueur du cycle, la fréquence du cycle et la consommation d'énergie au cours de la marche. Il compare les prédictions de ces modèles avec les résultats d'études expérimentales. Les modèles comme l'expérimentation montrent qu'une réduction supplémentaire du poids des prothèses ne serait pas bénéfique pour les amputés.



Popovick (Popovic et al. 1995) utilise un modèle à deux degrés de liberté au niveau du genou prothétique pour simuler la marche pour évaluer l'efficacité d'un genou motorisé. Il analyse notamment les efforts et les moments dans l'emboîture pour s'assurer du caractère infra douloureux de la marche avec ce matériel.

### **3 Synthèse**

L'analyse de la littérature, concernant l'amputé fémoral, montre que la principale limite de l'ensemble des études est le faible nombre de patients impliqués. De plus, l'hétérogénéité des appareillages des différents patients est également souvent une source de difficulté dans l'obtention de conclusions générales. Cependant, les études d'analyse cinématique menées jusqu'à présent ont montré le potentiel de ces techniques pour quantifier les anomalies de marche et évaluer les matériels prothétiques ou la rééducation. Les premiers modèles dynamiques mis en place sont prometteurs mais se heurtent à des difficultés techniques notamment dans l'évaluation des paramètres inertiels de la prothèse. La plupart se limite à une phase de la marche. Par conséquent, l'application de l'analyse de la marche à l'étude de la population des amputés fémoraux reste un champ très vaste à explorer.

## ***Chapitre 7 Travail personnel : Evaluation fonctionnelle de la cinématique de pieds prothétiques au cours de la marche de l'amputé***

Une première application de notre protocole a eu pour but d'évaluer les performances fonctionnelles des pieds dits « à restitution d'énergie » comparés avec des pieds plus conventionnels. Cette étude a donné lieu à une publication dans la revue *Prosthetics and Orthotics International*. Ce chapitre est la traduction de l'article original reproduit en annexe VII.

### **1 Introduction**

L'offre de pieds prothétiques disponible sur le marché est aujourd'hui très vaste pour répondre aux attentes des patients, mais la prescription du pied le plus adapté reste délicate. Non seulement, le clinicien doit identifier correctement la demande fonctionnelle du patient mais il doit choisir le pied en se basant sur la connaissance du comportement de ce dernier. Ce choix est souvent soumis à des critères subjectifs dus au manque de méthodes objectives dans ce domaine.

De plus, la conception des pieds devient de plus en plus complexe avec le développement de pied dit « à restitution d'énergie ». Ces pieds sont supposés être capables d'emmagasiner de l'énergie dans le talon et le médio pied pendant l'appui et de le restituer lors de la propulsion (Wing and Hittenberger 1989). Par conséquent, le prix des pieds prothétiques augmente et il semble nécessaire de justifier l'utilisation de tels composants. Pour évaluer le composant lui-même, des tests mécaniques peuvent être utilisés. Par exemple, Postema (Postema et al. 1997) mesure l'hystérésis de quatre pieds et Lehman (Lehmann et al. 1993) teste la raideur et la fréquence naturelle de trois pieds. Geil (Geil 2002) suggère même une méthode itérative viscoélastique de modélisation des pieds prothétiques. Ces tests mécaniques fournissent une caractérisation intrinsèque des pieds mais ils ne sont pas suffisants pour évaluer les pieds prothétiques à cause de la variabilité des schémas de marche des amputés (Cortes et al. 1997; van der Linden et al. 1999). Par conséquent, il semble nécessaire de comprendre le comportement du pied prothétique pendant la marche d'un point de vue fonctionnel pour évaluer le service rendu au patient par chaque pied.

Beaucoup d'études ont été conduites pour comparer les différents pieds prothétiques en utilisant l'analyse de la marche. Parmi elles, certaines sont centrées sur l'évaluation de quelques pieds (entre 2 et 14) portés par des amputés tibiaux (Menard et al. 1992; Mizuno et al. 1992; Lehman et al. 1993; Arya et al. 1995; Snyder et al. 1995; Cortes et al. 1997; Postema et al. 1997) alors qu'une seule étude porte sur l'évaluation de l'effet de 5 pieds sur la marche de 2 amputés fémoraux (van der Linden et al. 1999). Dans ces études, des paramètres biomécaniques sont utilisés. Arya (Arya et al. 1995), Menard (Menard and Murray 1989; Menard et al. 1992) et Mizuno (Mizuno et al. 1992) étudient les efforts de réaction du sol sur le pied pendant la marche pour comparer les pieds. Cortes (Cortes et al. 1997) et Snyder (Snyder et al. 1995) ajoutent des mesures de la cinématique de la cheville, du genou et de la hanche. Enfin, Ehara (Ehara et al. 1993), Postema (Postema et al. 1997) Underwood (Underwood et al. 2004) et Van der Linden (van

der Linden et al. 1999) calcule les moments et les puissances articulaires. Pour toutes ces études, chaque amputé est examiné avec plusieurs pieds.

Le but de cette étude est d'évaluer les pieds prothétiques portés par des amputés tibiaux et fémoraux. Un protocole original est proposé pour enregistrer la cinématique de l'avant pied et de la cheville simultanément avec la cinématique de l'ensemble du corps et avec les efforts de réaction au sol. Ce travail est focalisé sur la cinématique du pied et de la cheville prothétique ainsi que sur leur relation avec les paramètres spatio-temporels et les forces de réaction au sol. Les paramètres de la marche sont analysés en fonction du niveau d'amputation et du type de pied.

## **2 Matériel et méthode**

### **2.1 Sujets**

Neuf hommes et une femme amputés ont été examinés au cours de leur suivi clinique. Parmi ce groupe, six étaient amputés au niveau tibial et quatre au niveau fémoral. L'âge moyen était de 46.9 ans, compris entre 33 et 70 ans. Tous les patients étaient actifs et aucun n'utilisait d'aide de marche. Tous les sujets avaient été amputés pour des raisons traumatiques depuis au moins 5 ans. Un groupe contrôle était composé de 35 sujets asymptomatiques, en bonne santé, âgés de 19 à 61 ans (âge moyen 33.6 ans).

### **2.2 Pieds prothétiques**

Chaque sujet portait son propre pied. 6 pieds différents étaient utilisés par l'ensemble des 9 patients (Tableau 41). Les pieds étaient classés en fonction de leur conception. La catégorie appelée conventionnelle comprend tous les pieds qui n'ont pas de lame de carbone. La catégorie à restitution d'énergie correspond au contraire à ceux qui possèdent une lame de carbone à l'intérieur de la couverture esthétique. Quatre amputés (un fémoral et trois tibiaux) portaient des pieds conventionnels et six portaient des pieds à restitution d'énergie (trois fémoraux et trois tibiaux). L'alignement correct de la prothèse était assuré par les orthoprothésistes du CERAH.

**Tableau 41 : Caractéristiques des patients**

Patients	Sexe	Age (ans)	Poids (kg)	Taille (cm)	Niveau d'amputation	Recul (ans)	pied prothétique	type de pied
S1	M	33	63	171	femoral	9	Greissinger (Ottoböck)	conv
S2	M	38	72	176	femoral	34	1C40 (Ottoböck)	esf
S3	M	39	65	169	femoral	22	Sureflex (Flex-foot)	esf
S4	M	46	66	172	femoral	24	1C40 (Ottoböck)	esf
S5	M	56	79	160	tibial	52	1D10 (Ottoböck)	conv
S6	M	70	60	163	tibial	45	1C40 (Ottoböck)	esf
S7	F	43	52	155	tibial	29	SACH	conv
S8	M	38	78	182	tibial	8	Variflex (Flex-foot)	esf
S9	M	39	95	180	tibial	5	Variflex (Flex-foot)	esf
S10	M	63	70	173	tibial	43	1D10 (Ottoböck)	conv

### 2.3 Matériel

Les sessions de mesure se tenaient au laboratoire d'analyse de la marche du CERAH à Créteil. Pour chaque session, la cinématique des deux membres inférieurs et du tronc était collectée à l'aide d'un système optoélectronique d'analyse du mouvement (Vicon 524, Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK) avec une fréquence d'acquisition de 50 Hz. Simultanément les forces de réaction au sol étaient enregistrées par deux plateformes (AMTI Advanced Mechanical Technology, Inc, Massachussets, OR6-5 series) qui étaient placées au milieu de la piste de marche de 10 m de long. Le système optoélectronique était composé de 6 caméras principales couvrant le volume de mesure (3 m\*0.8m\*1.8m) et de 6 mini caméras, pointant sur le volume autour des plateformes de force, pour mesurer précisément le mouvement du pied. Ces mini caméras avaient été spécifiquement conçues pour les petits volumes et étaient placées directement sur le sol. Au total, 30 marqueurs réfléchissants étaient placés sur les segments corporels et les éléments prothétiques pendant la marche. 16 marqueurs supplémentaires étaient utilisés pour repérer des points anatomiques pendant la mesure statique mais ils étaient retirés pendant la marche.

### 2.4 Procédure expérimentale

Chaque session comporte 3 parties :

1 – Trois questionnaires sont utilisés. Le premier est rempli par le patient et est utilisé pour obtenir des informations sur les habitudes de marche, les éventuels douleurs et inconforts ressentis pendant la

marche. Le second questionnaire est rempli par le médecin spécialiste et concerne les informations médicales comme la longueur et la santé du moignon, les mobilités articulaires. Finalement, le troisième questionnaire, complété par le prothésiste, fournit la description des composants prothétiques.

**Tableau 42 : Marqueurs anatomiques placés sur le sujet**

Avant pied	Extrémité distale de l'hallux	HAL
Arrière pied	Tête du premier métatarsien	MT1
	Tête du cinquième métatarsien	MT5
	Bord supérieur du calcaneum	CAL
Tibia	Malléole médiale	MM
	Malléole latérale	LM
Femur	Epicondyle médial	LE
	Epicondyle latéral	ME
Bassin	Epine iliaque antérosupérieure droite	EASD
	Epine iliaque antérosupérieure gauche	EASG
	Epine iliaque postérosupérieure droite	EPSD
Tronc	Articulation acromioclaviculaire droite	AD
	Articulation acromioclaviculaire gauche	AG
	Processus épineux de la vertèbre T1	T1

2 – Le patient est équipé de 36 marqueurs (seul un des deux membres est équipé pour cette première acquisition). Les marqueurs sont placés, d'une part, sur 14 points anatomiques particuliers de la ceinture scapulaire (3 marqueurs), du bassin (3 marqueurs), du fémur (2 marqueurs), du tibia (2 marqueurs) et du pied (4 marqueurs). Les positions des marqueurs anatomiques sont listées dans le Tableau 42. D'autre part, des éléments rigides sont fixés sur la cuisse (3 marqueurs), la jambe (3 marqueurs) et le pied (6 marqueurs). Les dispositifs pour la jambe et la cuisse sont inspirés de ceux développés par Marin (Marin et al. 1999). Pour l'arrière pied, une chaussure a été conçue (Figure 30), dont le talon réglable garantit l'alignement correct de la prothèse pour chaque patient. La chaussure est suffisamment souple pour permettre le mouvement normal de l'avant pied. Pour l'avant pied, un ancillaire est fixé à l'aide d'élastoplaste au second et troisième orteils pour le pied intact alors que trois marqueurs sont collés directement sur le pied prothétique.



**Figure 30 : Ancillaires pied et avant pied**

Le protocole commence par deux acquisitions statiques. Pendant ces acquisitions, les positions de tous les marqueurs sont enregistrées simultanément successivement pour les membres inférieurs droit et gauche. Pour le côté prothétique, les marqueurs sont placés pour correspondre au côté intact. Les marqueurs permettent d'étudier l'ensemble du corps. Le présent travail est focalisé sur le pied mais des études futures permettraient d'analyser les conséquences du comportement du pied sur le comportement des autres articulations.

La position du centre de la hanche est calculée en utilisant le protocole proposé par Leardini (Leardini et al. 1999).

3 – Dans la dernière partie, le sujet réalise 10 passages en marchant sur la piste de marche à une vitesse confortable. Pour cette partie, les marqueurs anatomiques du fémur, du tibia et du pied sont retirés. Par conséquent, le patient est équipé de 30 marqueurs. Une acquisition est considérée comme réussie lorsque chacun des pieds atterrit sur une plateforme de force différente pendant sa phase d'appui. Cette procédure expérimentale permet d'accéder à la cinématique du corps entier. Les données sont traitées à l'aide du logiciel Matlab (Mathworks USA). La position des articulations de hanche est calculée selon la méthode décrite par Cappozzo (Cappozzo 1984) et validée par Leardini (Leardini et al. 1999).

Le système d'axes local a été défini pour chaque segment et décrit par Bonnet (Bonnet et al. 2006). Les orientations des axes respectent les recommandations de l'ISB (Wu and Cavanagh 1995). La méthode utilisée pour calculer les angles articulaires pendant les expérimentations a été décrite par Marin (Marin et al. 1999). Les données obtenues pour les 10 passages sont moyennées pour chaque sujet. Un jeu de paramètres est calculé comportant des paramètres spatio-temporels, des points particuliers des courbes cinématiques et d'efforts et leur pourcentage de cycle de marche. Les données d'efforts sont normalisées en fonction du poids du sujet. Le rapport, exprimé en pourcentage, entre les durées des phases d'appui prothétique et saine est étudié et permet d'estimer la symétrie de la marche.

Les paramètres spatiotemporels calculés sont :

- le double appui du côté prothétique correspondant à la période entre le début de l'appui du côté prothétique et la fin de l'appui du côté intact
- la longueur du pas prothétique calculée comme la distance entre la position du talon prothétique à l'attaque du pas avec la prothèse et la position du talon sain à l'attaque du pas avec le membre intact

Des paramètres ont été sélectionnés pour comparer les pieds. Ils peuvent être classés en deux groupes :

- la cinématique sagittale du pied et de la cheville quantifie le comportement pendant la marche
- Les efforts de réaction au sol sont utilisés pour évaluer l'efficacité globale de la marche

## **2.5 Analyse statistique**

Les différences significatives entre les paramètres en fonction du niveau d'amputation et du type de pied sont déterminées en utilisant une analyse de la variance (ANOVA). Le niveau de signification est fixé à  $p=0.05$ . Compte tenu de la faible taille de l'échantillon, un test non-paramétrique de Spearman a été utilisé pour établir les corrélations entre les paramètres sur l'ensemble du groupe et sur le groupe de patients avec des pieds à restitution d'énergie.

### 3 Résultats

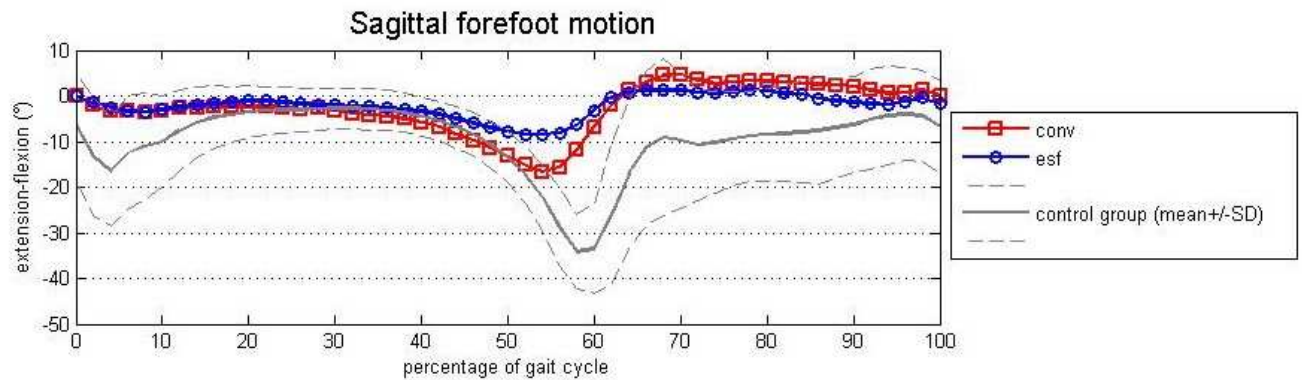
#### 3.1 ANOVA

Les résultats de l'ANOVA permettent de classer les paramètres. Certains sont principalement dépendants du type de pied. Le Tableau 43 résume les résultats obtenus pour ce groupe de paramètres. La plupart des paramètres spatio-temporels du côté amputé sont influencés par le type de pied prothétique. La durée du double appui moyen est augmentée pour les patients portant des pieds conventionnels. On peut noter que la vitesse de marche et la longueur du pas prothétique sont plus importantes pour le groupe de patients équipés de pieds à restitution d'énergie.

**Tableau 43 : Moyenne et écart type des paramètres en fonction du type de pied  
(conv : pied conventionnel, esf : pied à restitution d'énergie)**

Paramètres	conv (moyenne, écart type)	esf (moyenne, écart type)	ANOVA (p-values)
Durée du double appui (% du cycle de marche)	11.5 (1.4)	9.3 (1.4)	0.02
Vitesse de marche (m/s)	1.05 (0.16)	1.3 (0.12)	0.03
Longueur du pas prothétique (m)	0.62 (0.04)	0.7 (0.029)	0.02
Flexion maximale de l'avant pied (°)	-15 (2)	-8 (2)	0.0024
Minimum d'effort vertical (% poids du corps)	80 (5)	67 (10)	0.0187

Une différence significative a été observée pour l'angle maximal de l'avant pied par rapport à l'arrière pied selon le type de pied. Les courbes des angles de l'avant pied pour les deux types de pieds et le groupe contrôle sont présentées sur la Figure 31. Pour le groupe contrôle l'extension maximale des orteils est de  $35^\circ$  en moyenne (écart type  $8^\circ$ ).



**Figure 31 : Courbes de position angulaire de l'avant pied par rapport à l'arrière pied pour les trois groupes**

Le minimum d'effort vertical de réaction du sol pendant la phase d'appui est en moyenne significativement plus faible pour les patients portant des pieds conventionnels (80% du poids du corps) que pour les patients portant des pieds à restitution d'énergie (67% du poids du corps).

Un deuxième groupe de paramètres est influencé par le niveau d'amputation. Le second pic d'effort longitudinal de l'effort de réaction est souvent appelé effort propulsif. Cet effort est significativement ( $p=0.0015$ ) plus important du côté prothétique pour les amputés tibiaux (moyenne : 16% du poids du corps, écart type : 1% du poids du corps) que pour les amputés fémoraux (moyenne : 9% du poids du corps, écart type : 3% du poids du corps). La symétrie est significativement ( $p=0.05$ ) meilleure pour les amputés tibiaux (moyenne : 99%, écart type : 4%) que pour les amputés fémoraux (moyenne : 94%, écart type : 2%). Tous les autres paramètres étudiés n'étaient pas significativement dépendants du type de pied ou du niveau d'amputation.

### 3.2 Corrélations

Des corrélations ont été cherchées entre les paramètres cinématiques de la cheville et du pied prothétique avec les paramètres spatio-temporels d'une part, et les efforts de réaction au sol d'autre part. Premièrement, cette recherche a été menée sur le groupe entier d'amputés pour déterminer si les caractéristiques cinématiques des deux types de pied avaient des conséquences sur la qualité globale de la marche ou sur la transmission des efforts. Ensuite, un groupe restreint de patients composé des amputés équipés de pied à restitution d'énergie a été créé pour rechercher des corrélations. Ces corrélations donnent un aperçu des relations existant entre le mouvement particulier des pieds à restitution d'énergie avec le comportement du côté intact et la dynamique de la marche.

Le Tableau 44 donne les coefficients de corrélation de Spearman significatifs obtenus pour le groupe entier. Les corrélations significatives ont été identifiées par le test de Spearman pour les paramètres cinématiques du pied prothétique alors qu'aucune relation n'a été trouvée pour les paramètres de la cheville. Sur l'ensemble du groupe, un lien existe entre la cinématique de l'avant pied et les paramètres spatio-temporels. La vitesse de marche et la longueur du pas prothétique augmentent lorsque la flexion



maximale de l'avant pied prothétique (Ffp) augmente. Comme Ffp a une valeur négative (la flexion de l'avant pied est négative), cela signifie que, lorsque la vitesse et la longueur du pas augmentent, la valeur absolue de l'angle diminue. Pour la durée du double appui du côté prothétique, la relation est opposée. La durée du double appui est prolongée quand la valeur maximale de l'angle en valeur absolue augmente.

**Tableau 44 : Coefficient de corrélation de Spearman pour le groupe entier (Ffp : flexion maximale de l'avant pied prothétique)**

coefficient de Spearman (p-value)	Vitesse de marche (m/s)	Longueur du pas prothétique (m)
Ffp (°)	0.7 (p=0.04)	0.7 (p=0.03)

Le Tableau 45 présente les corrélations significatives obtenues sur le groupe de patients avec pieds à restitution d'énergie.

**Tableau 45 : Coefficient de corrélation de Spearman pour le groupe d'amputés avec pieds à restitution d'énergie (Ffp : flexion maximale de l'avant pied prothétique, Ap : flexion maximale de la cheville prothétique en appui)**

coefficient de Spearman (p-value)	Minimum d'effort longitudinal du côté sain (%body weight)	Vitesse de marche (m/s)
Ffp (°)	0.9 (p=0.04)	
Ap (°)		1 (p=0.02)

Une forte corrélation a été trouvée entre l'amplitude du mouvement de la cheville prothétique et la vitesse de marche. Une corrélation existe aussi entre la flexion de l'avant pied et le premier pic d'effort antéro-postérieur du côté intact (F11s)(coefficient de Spearman = 0.9).

## **4 Discussion**

L'objectif de cette étude était d'analyser l'influence du choix du pied prothétique sur la marche d'amputés traumatiques tibiaux et fémoraux.

En étudiant les deux niveaux d'amputation simultanément, nous pouvons évaluer l'efficacité du pied prothétique pour des schémas de marche très différents. Des études antérieures se sont intéressées à la marche de l'amputé tibial (Winter and Sienko 1988) alors que d'autres ont considéré des amputés fémoraux uniquement (Sjödahl et al. 2002). En comparant les résultats, d'importantes différences peuvent être observées sur les paramètres biomécaniques, suggérant que les schémas de marche sont significativement différents entre les amputés tibiaux et fémoraux. L'avantage de notre étude est de mettre en évidence l'influence majeure du style de marche sur la symétrie de la marche et sur l'effort de propulsion. Des études antérieures ont donné des résultats sur la durée de phase d'appui pour des amputés tibiaux (Powers et al. 1998) et fémoraux (Boonstra et al. 1994) mais les méthodes étaient différentes et la comparaison reste difficile. Ici, on montre que la symétrie des durées de phases d'appui est directement dépendante du niveau d'amputation. De plus, l'influence du type de pied est négligeable sur ce paramètre. L'effort de propulsion du côté prothétique est également déterminé par le niveau d'amputation. Ce résultat confirme l'hypothèse

d'Arya (Arya et al. 1995). En effet, il suggère que la force propulsive est principalement influencée par le schéma de marche davantage que par la prothèse. Sa conclusion est limitée puisqu'il ne peut pas quantifier le style de marche de son groupe d'amputés tibiaux. Cortes (Cortes et al. 1997) montre également que l'effort de propulsion est plus influencé par la cadence que par le type de pied prothétique. Finalement, ce résultat expliquerait pourquoi Postema (Postema et al. 1997) n'observe pas de différence de forces propulsives pour des amputés tibiaux portant des pieds différents.

A l'opposé, certains paramètres ne sont pas sensibles au niveau d'amputation mais largement influencé par le type de pied. Le mouvement du pied est supposé être très différent entre un pied conventionnel comparé au pied à restitution d'énergie. Pour obtenir une estimation précise du mouvement du pied, le protocole utilisé dans notre étude propose une nouvelle décomposition du pied en deux solides rigides articulés correspondant à l'avant pied (en avant des articulations métatarsophalangiennes) et à l'arrière pied (en arrière des articulations métatarsophalangiennes). Alors que les études précédentes (Lehman et al. 1993; Snyder et al. 1995; Postema et al. 1997) étaient limitées à l'analyse du mouvement de la cheville, ce travail permet de calculer le mouvement de l'avant pied. De plus, l'utilisation d'un dispositif accroché au talon améliore également le calcul du mouvement de cheville. En effet, dans les études antérieures (Snyder et al. 1995; van der Linden et al. 1999), le segment pied était localisé par des marqueurs placés sur la chaussure. Cette méthode ne considère pas les déformations du pied dans le médio pied pendant la marche, qui ne sont pas négligeables. Le dispositif lié au talon permet de calculer le mouvement relatif entre le tibia et le talon considéré comme des corps rigides. Finalement, cette méthode différencie le mouvement de la cheville du à l'ensemble des déformations autorisées dans le pied prothétique entre la partie rigide du tibia et le calcanéum et le mouvement de l'avant pied créé par l'ensemble des déformations entre le talon et la zone des têtes des métatarses.

En gardant cela en tête, l'amplitude sagittale de mouvement de la cheville n'est pas significativement différente selon le type de pied. Ce résultat est en apparence contradiction avec les résultats des études précédentes. Ces dernières rapportent une augmentation de l'amplitude totale du mouvement de la cheville avec des pieds à restitution d'énergie (Lehman et al. 1993; Postema et al. 1997; Hafner et al. 2002). Cette incohérence peut s'expliquer puisque les déformations du pied entre le talon et les têtes des métatarsiens ont été prises en compte dans le calcul du mouvement de la cheville par ces auteurs. La conception des pieds à restitution d'énergie permettent de façon évidente un mouvement important au milieu du pied grâce à la flexibilité de la lame de carbone (Wing and Hittenberger 1989).

Au contraire, nous avons trouvé que les pieds à restitution d'énergie fléchissaient significativement moins que les pieds conventionnels pendant la phase d'appui. Les tests mécaniques (Lehman et al. 1993; Geil 2001) montrent une rigidité plus importante des pieds conventionnels par rapport aux pieds à restitution d'énergie. Cependant, ces tests mécaniques ont été menés en quasi statique et le calcul utilise la déformation globale du pied. Pendant la marche, les efforts et les moments dynamiques sont appliqués sur l'avant pied et peuvent amener les pieds conventionnels à fléchir davantage puisqu'aucun élément structurel n'est placé à l'extrémité du pied.

La longueur du pas prothétique, la vitesse de marche, le double appui du côté prothétique et le minimum local d'effort vertical du côté intact sont dépendants du type de pied. La diminution de l'effort vertical appliqué sur le côté intact en milieu d'appui avec des pieds à restitution d'énergie montre une efficacité de l'action propulsive de ces pieds. Une meilleure action propulsive a des répercussions sur le déplacement du centre de masse pendant la phase oscillante et est exprimée par une diminution de l'effort appliqué sur le côté controlatéral pendant la phase de simple appui. Simultanément, une altération globale de la marche est observée avec les pieds conventionnels, caractérisée par une diminution de la vitesse de marche, une augmentation de la durée du double appui prothétique et une plus grande asymétrie des longueurs de pas.

De plus, les corrélations trouvées entre les paramètres et la flexion maximale de l'avant pied prothétiques impliquent que les paramètres spatio-temporels sont directement liés au comportement cinématique du pied. Ces corrélations suggèrent que l'extrémité rigide des pieds à restitution d'énergie permet une prolongation du pas prothétique en évitant une chute vers le côté sain en fin de phase d'appui du côté prothétique. En étudiant le groupe de sujets portant des pieds à restitution d'énergie, d'autres relations ont été mises en évidence. La vitesse de marche et l'amplitude du mouvement de la cheville prothétique sont hautement corrélées. Ce résultat est cohérent avec la suggestion de Hafner (Hafner et al. 2002). Il suppose que les améliorations concernant les paramètres spatio-temporels sont dues aux propriétés de la lame de carbone d'emmagasiner de l'énergie pendant le milieu de la phase d'appui.

La forte corrélation entre le mouvement de la cheville prothétique et la vitesse est une preuve qu'une cheville plus raide permet une meilleure progression de l'ensemble du corps. De plus, la flexion de l'avant pied est corrélée avec l'effort de freinage du côté intact. Un avant pied plus raide évite un pic d'effort trop important du côté intact. En effet, un avant pied plus rigide permet un meilleur contrôle de la transmission du poids du corps d'un membre à l'autre.

## **5 Conclusion**

Un protocole original a été proposé pour caractériser les performances du pied prothétique. Le nombre de sujet est limité, par conséquent ces résultats préliminaires devront être confirmés par une étude extensive. Cependant, les principaux résultats sont :

- la symétrie et l'effort de propulsion sont déterminés par le schéma de marche davantage que par le type de pied
- l'action propulsive des pieds à restitution d'énergie est démontrée par l'amélioration de la dynamique du corps lors de l'appui du côté intact
- une amélioration globale de la marche est observée avec les pieds à restitution d'énergie et est due à la diminution de l'angle de flexion maximale de l'avant pied qui évite l'effondrement pendant la fin de la phase d'appui prothétique.

- Parmi les pieds à restitution d'énergie, la vitesse augmente lorsque l'amplitude du mouvement de cheville augmente et une diminution de la flexion de l'avant pied permet de réduire l'effort de freinage du côté intact

Pour résumer, l'étude a réussi à quantifier les mouvements de la cheville et de l'avant pied prothétique et leurs conséquences sur les paramètres de la marche. Ainsi, à travers cette étude, la connaissance du comportement des pieds à restitution d'énergie a été améliorée. Deux niveaux d'amputation ont été analysés. Une utilisation clinique de ce protocole associée à une évaluation des capacités musculaires sera une aide pour déterminer l'adéquation de la prothèse au patient.



## ***Chapitre 8 Travail personnel : Mouvements tridimensionnels du bassin et du tronc chez l'amputé trans-fémoral***

Au cours des discussions avec les cliniciens spécialistes de la rééducation de l'amputé, la maîtrise des mouvements du tronc et du bassin est apparue comme un objectif essentiel à atteindre pour retrouver une marche efficace. Ce chapitre est consacré à l'étude de ces mouvements. Il constitue la traduction d'un article proposée à Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.

### **1 Introduction**

La marche de l'amputé fémoral diffère considérablement de celle des sujets asymptomatiques. Particulièrement, les amputés fémoraux sont confrontés à l'absence de genou physiologique ce qui implique des compensations touchant l'ensemble du corps. Dans la littérature, beaucoup d'études sur la marche de l'amputé de cuisse se focalisent uniquement sur les changements cinématiques et cinétiques au niveau du membre inférieur (Boonstra et al. 1994; Jaegers et al. 1995; Sjødahl et al. 2002)

Cependant, des études antérieures ont montré le rôle essentiel des mouvements du tronc dans la marche humaine et en particulier en ce qui concerne la coordination entre le bassin (directement lié aux membres inférieurs) et le thorax (Cappozzo et al. 1982; Stokes et al. 1989). Les allures des courbes de mouvement du bassin et du tronc chez le sujet asymptomatique ont déjà été établies (Murray et al. 1964; Dujardin et al. 1995; Sartor et al. 1999). De plus, plusieurs auteurs utilisent le déphasage temporel entre les courbes de rotations horizontales du bassin et du thorax pour quantifier la rotation opposée entre les deux segments, appelée couramment dissociation des ceintures scapulaires et pelviennes (Burgess-Limerick et al. 1993). Ainsi, un déphasage entre les deux courbes de 180° correspond à une dissociation parfaite des ceintures. Des recherches ont montré que le déphasage est dépendant de la vitesse de marche (Van Emmerik and Wagenaar 1996) et du chargement du sujet (LaFiandra et al. 2003).

De plus, l'analyse des mouvements du tronc, surtout dans le plan horizontal, a permis de déterminer des comportements spécifiques liés à la marche pathologique. Ainsi, Wagenaar (Wagenaar and van Emmerik 2000) et Van Emmerick (Van Emmerik et al. 1999) ont montré tous les deux la diminution de la rotation opposée des ceintures chez des sujets respectivement hémiplegiques et parkinsoniens. L'accroissement de la rigidité en torsion du tronc a aussi été observé par Selles (Selles et al. 2001) chez des patients souffrant de douleur du dos. Certains auteurs ont également souligné qu'il existe certainement un lien entre la dynamique du haut du corps et le torseur d'effort transmis au sol (Stokes et al. 1989; LaFiandra et al. 2003). Stokes suggère notamment que la cinématique du tronc aurait pour but de limiter le moment dynamique autour de l'axe vertical passant par le centre de gravité du corps et d'amortir les mouvements du bassin.

Concernant les amputés fémoraux, peu d'auteurs se sont intéressés aux mouvements du haut du corps. Cappozzo (Cappozzo et al. 1982) analyse les projections de la ligne des épaules et de l'axe passant

par les crêtes iliaques du bassin sur les 3 plans sagittal, frontal et horizontal. Il décompose chaque mouvement par une série de Fourier de façon à analyser les différents harmoniques en terme de contribution au mouvement général. Il montre notamment que l'amplitude globale des mouvements du bassin et des épaules est augmentée considérablement chez l'amputé par rapport au sujet sain. Il met en évidence une élévation du bassin du côté oscillant prothétique et sain à l'opposé des sujets sains pour lesquels il observe une chute du bassin du côté oscillant. Enfin, il décrit une mise en rotation axiale différente du bassin au cours de la phase d'appui mais son étude est limitée à quatre patients. Sjødhal (Sjødahl et al. 2003) s'est intéressé uniquement au mouvement du bassin dans les plans frontal et horizontal avant et après une rééducation spéciale mais ne prend pas en compte les mouvements du tronc. Ses résultats confirment ceux de Capozzo en ce qui concerne l'évolution angulaire du bassin dans le plan frontal. Le mouvement des sujets asymptomatiques n'est pas retrouvé après la rééducation. L'amplitude de rotation dans le plan horizontal du bassin est plus faible que chez les sujets sains mais est augmentée par la rééducation. Tazawa (Tazawa 1997) examine les mouvements 3D du thorax et du bassin et identifie un groupe de « bons marcheurs » qu'il compare avec les autres amputés parmi 12 patients. Il observe que ce groupe de bons marcheurs a des amplitudes plus faibles pour les mouvements du tronc. Il s'intéresse également au balancé des bras et, s'il ne parvient pas à établir clairement un critère quantitatif relatif à ce balancé, il pense que celui-ci est essentiel pour garantir la propulsion par la prothèse. Cependant, ils n'étudient pas les évolutions angulaires des segments au cours du temps.

Dans ce contexte, le but de cette étude était d'identifier des éléments spécifiques des mouvements 3D du bassin et de la ceinture scapulaire au cours de la marche de l'amputé fémoral sur un grand échantillon de patients. La coordination entre les ceintures scapulaire et pelvienne sera également caractérisée. De plus, compte tenu du lien étroit entre moment dynamique du corps et couple extérieur exercé sur le corps, le moment exercé par les membres inférieurs sur le sol suivant l'axe vertical au centre de pression sera également caractérisé. Tous ces paramètres seront comparés avec les valeurs obtenues pour des sujets asymptomatiques et leur sensibilité à différents facteurs cliniques sera recherchée.

## **2 Matériel et méthodes**

### **2.1 Patients**

Vingt-sept patients amputés fémoraux et trente-trois sujets sains ont été inclus dans l'étude. Tous les patients marchaient de façon autonome sans aide technique. L'âge moyen du groupe d'amputés était 50.9 ans avec un intervalle de 28 à 73 ans. La pose de la prothèse et le suivi médical de tous les patients étaient réalisés au CERAH (Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, France). Les données concernant la prothèse et les informations cliniques sont présentés Tableau 46. Le groupe contrôle comportait des sujets dont l'âge était inclus dans l'intervalle d'âge des patients amputés. L'âge moyen du groupe était 44.3 ans (28-61 ans).

**Tableau 46 : Caractéristiques des 27 patients**

Patient	Age	Recul (ans)	Etiologie	Longueur du moignon (mm)	Score d'activité	Genou prothétique
S1-1	33	9	traumatique	413	11	polycentrique
S2-1	46	24	traumatique	413	14	monoaxial
S4-1	38	34	traumatique	413	12	monoaxial
S10-1	67	46	traumatique	350	9	monoaxial
S12-1	39	22	traumatique	413	12	monoaxial
S17-1	37	17	traumatique	413	9	polycentrique
S21-1	66	38	traumatique	350	7	monoaxial
S22-1	64	41	traumatique	316	6	monoaxial
S23-1	45	19	traumatique	350	11	monoaxial
S24-1	34	11	traumatique	320	15	monoaxial
S26-1	73	61	traumatique	330	5	monoaxial
S27-1	46	19	traumatique	390	12	monoaxial
S28-1	59	4	tumorale	375	9	polycentrique
S29-1	37	5	traumatique	380	11	polycentrique
S30-1	54	4	traumatique	410	17	polycentrique
S31-1	47	32	traumatique	480	17	monoaxial
S32-1	71	30	traumatique	420	8	monoaxial
S33-1	58	37	traumatique	315	14	monoaxial
S34-1	59	56	congenitale	490	14	monoaxial
S35-1	57	38	traumatique	430	17	monoaxial
S36-1	28	7	traumatique	420	16	monoaxial
S37-1	37	13	traumatique	460	9	polycentrique
S38-1	32	15	tumorale	280	12	polycentrique
S39-1	71	49	traumatique	340	15	monoaxial
S40-1	48	4	traumatique	310	7	monoaxial
S41-1	67	47	traumatique	345	9	monoaxial
S43-1	62	43	traumatique	420	11	polycentrique

## 2.2 Protocole

Toutes les expérimentations ont été menées au laboratoire d'analyse de la marche du CERAH (Créteil). Les données cinématiques et cinétiques étaient collectées selon le protocole décrit par Goujon(Goujon et al. 2006). Douze caméras et deux plateformes de force étaient utilisées de la même façon que dans les expérimentations précédentes(Goujon et al. 2006). On demandait aux patients de marcher le long d'une piste de 9 mètres de long à une vitesse de marche confortable. Pour chaque patient, au moins dix allers étaient enregistrés. Le niveau d'activité était évalué à l'aide d'un questionnaire rempli par le médecin spécialiste. Comme la distance et le temps de marche sans repos étaient difficiles à évaluer par les amputés eux-mêmes, le but de ce questionnaire original était de collecter des informations sur leurs habitudes de marche. Ce questionnaire prenait en compte non seulement les activités professionnelles et de loisir mais également les petits déplacements de la vie quotidienne.



### **2.3 Méthode**

Le niveau d'activité de chaque patient était obtenu grâce à un score (maximum : 24). Chaque réponse aux différentes questions correspondait à l'attribution d'un nombre de points. Le questionnaire était divisé en quatre parties : habitation (maximum : 3), activité professionnelle (maximum : 3), activités de loisir (maximum : 9) et autres déplacements (maximum : 9). Le nombre de points augmente avec le niveau d'activité.

Pour quantifier les mouvements du haut du corps au cours de la marche, nous avons défini deux segments : le bassin et la ceinture scapulaire. Nous enregistrons les positions de trois marqueurs réfléchissants collés sur la peau de chacun des segments.

Pour le bassin, la position des marqueurs et la définition du repère anatomique ont été choisis en suivant les recommandations de l'ISB (Wu and Cavanagh 1995; Wu et al. 2002).

Pour la ceinture scapulaire, les marqueurs étaient placés sur les acromions droit et gauche et sur le processus épineux de la septième vertèbre cervicale (C7). Le repère anatomique était calculé comme suit : l'origine était définie par le milieu entre les acromions droit et gauche ; l'axe z était défini par l'axe passant par les acromions, orienté positivement à droite, l'axe x était situé dans le plan quasi transverse défini par les acromions et C7 et dirigé vers l'avant ; l'axe y était orthogonal au plan xz et orienté vers la partie proximal du segment. Ce genre de repère, utilisant des marqueurs collés sur les épaules, a souvent été utilisé pour étudier les mouvements du thorax (Cappozzo et al. 1982; Bartonek et al. 2002; Nguyen and Baker 2004). Par conséquent, dans cette étude, les mouvements du thorax sont assimilés à ceux de la ceinture scapulaire.

Pour calculer le mouvement 3D, nous utilisons les angles cardaniques (1) entre chaque segment et le système de référence lié au laboratoire (2) entre les deux segments. Comme proposé par Baker (Baker 2001), la séquence de rotation utilisée pour calculer le mouvement absolu du bassin et du thorax était : rotation (plan horizontal), antéversion (plan sagittal), inclinaison (plan frontal). Pour le mouvement relatif des ceintures, la séquence était : inclinaison, flexion-extension, rotation axiale (Wu and Cavanagh 1995).

### **2.4 Paramètres :**

Les paramètres spatio-temporels étaient utilisés pour évaluer l'efficacité globale de la marche. Pour chaque cycle de marche, la vitesse de marche moyenne était obtenue grâce au marqueur placé sur C7. La longueur du pas droit était définie comme la distance couverte par le marqueur collé sur le talon droit entre deux posés du talon successif. La même définition était appliquée pour la longueur du pas gauche. La durée d'appui était exprimée en pourcentage du cycle total pour les côtés sain et amputé. Pour décrire le mouvement des ceintures scapulaire et pelvienne, les amplitudes de mouvements étaient calculées dans les trois plans de l'espace. La dissociation des ceintures dans le plan transverse était caractérisée par le déphasage relatif temporel calculé par la méthode décrite par Van Emmerik (Van Emmerik and Wagenaar 1996). La méthode consiste à normaliser le diagramme position/vitesse pour l'assimiler à un mouvement

sinusoïdal et à calculer son déphasage temporel pour le thorax et le bassin. Les deux angles de phase des ceintures scapulaire et pelvienne sont ainsi calculés entre 0 et 180°. Le déphasage relatif continu est la différence entre les deux angles de phase au cours du temps. Pour décrire la dissociation des ceintures, nous utilisons la moyenne de ce déphasage relatif continu sur un cycle de marche.

Le moment de l'action mécanique exercée par les pieds sur le sol caractérise l'aspect dynamique de la marche. Ce moment autour de l'axe vertical transmis par chaque membre inférieur (lors de l'appui) était calculé au centre de pression à l'aide des informations provenant des plateformes de force. Ce couple était supposé être étroitement lié aux accélérations angulaires transverses des différentes parties du corps.

Tous ces paramètres étaient obtenus en moyennant les résultats de chaque sujet sur les différents enregistrements.

## **2.5 Précision**

Très peu d'études indiquent la précision des angles calculés. Lafiandra (LaFiandra et al. 2003) annonce une précision de 0.02° mais ne décrit pas la méthode utilisée pour obtenir cette valeur. Pour évaluer la fiabilité de notre méthode, nous avons utilisé une simulation numérique qui prend en compte les différentes sources d'erreur qui peuvent affecter nos mesures cinématiques.

Premièrement, l'erreur potentielle sur le placement des marqueurs anatomiques est modélisée par un bruit blanc appliqué sur les coordonnées des marqueurs au cours du cycle de marche. L'amplitude de ce bruit est déterminée pour chaque marqueur : pour les marqueurs placés sur le bassin, elle est de 10 mm en utilisant les données de Della Croce (Della Croce et al. 1999) tandis que pour les marqueurs placés sur les épaules, une amplitude de 5 mm a été choisie car les reliefs osseux sont plus faciles à identifier à cet endroit.

Deuxièmement, l'erreur de mesure sur un marqueur isolé par le système Vicon dans notre volume de mesure a été évaluée à 0.71 mm. Cette erreur aléatoire définit l'écart type d'un bruit gaussien appliqué sur les coordonnées de tous les marqueurs pendant le cycle de marche. Nous avons répété 500 fois cette simulation sur un même cycle de marche et calculer la différence avec le signal de référence. Pour chaque paramètre, la précision est définie comme deux fois l'écart type des valeurs sur les 500 simulations.

## **2.6 Statistiques**

La première partie de l'analyse statistique avait pour but de comparer les deux groupes (le groupe A composé des patients amputés fémoraux et le groupe de contrôle nommé groupe B). La normalité de la distribution pour chaque paramètre a été testée pour chaque groupe par un test de Shapiro-Wilk (niveau de signification : 0.05). Nous avons aussi utilisé un test de Bartlett ( $p=0.05$ ) pour vérifier l'homogénéité des variances. Ensuite, si les valeurs étaient normalement distribuées, un test de Student était appliqué sinon un test U de Mann-Withney était utilisé. Pour chaque paramètre, nous avons défini l'intervalle de confiance de la différence entre les groupes pour un niveau de confiance de 95%.

Pour compléter cette description, nous avons recherché l'influence de covariables sur les paramètres. Premièrement, nous voulions rechercher l'effet de l'âge sur la vitesse de marche car l'âge moyen du groupe A était supérieur à celui du groupe B. Pour identifier l'effet des groupes et celui de l'âge, nous avons réalisé une analyse de la covariance (ANCOVA) avec un facteur (groupe : 2 niveaux A et B) et une covariable (l'âge). Comme nous l'avons vu en introduction, plusieurs auteurs ont mis en évidence l'influence de la vitesse de marche sur les amplitudes du bassin et du thorax dans le plan horizontal et sur le déphasage temporel entre ces deux mouvements. Dans notre étude, pour évaluer l'effet de la vitesse, nous avons également réalisé une analyse de la covariance pour étudier l'effet du groupe (facteur à deux niveaux A et B) et celui de la vitesse de marche (covariable) sur chaque paramètre.

La seconde partie de l'analyse statistique concerne exclusivement le groupe A. En effet, les influences de certains facteurs cliniques sur les paramètres peuvent être inférées à partir de connaissances empiriques ou de données provenant d'études précédentes. Pour confirmer ces relations, nous avons cherché à construire des modèles de régression destinés à prédire les paramètres en utilisant notamment les facteurs cliniques.

### **3 Résultats**

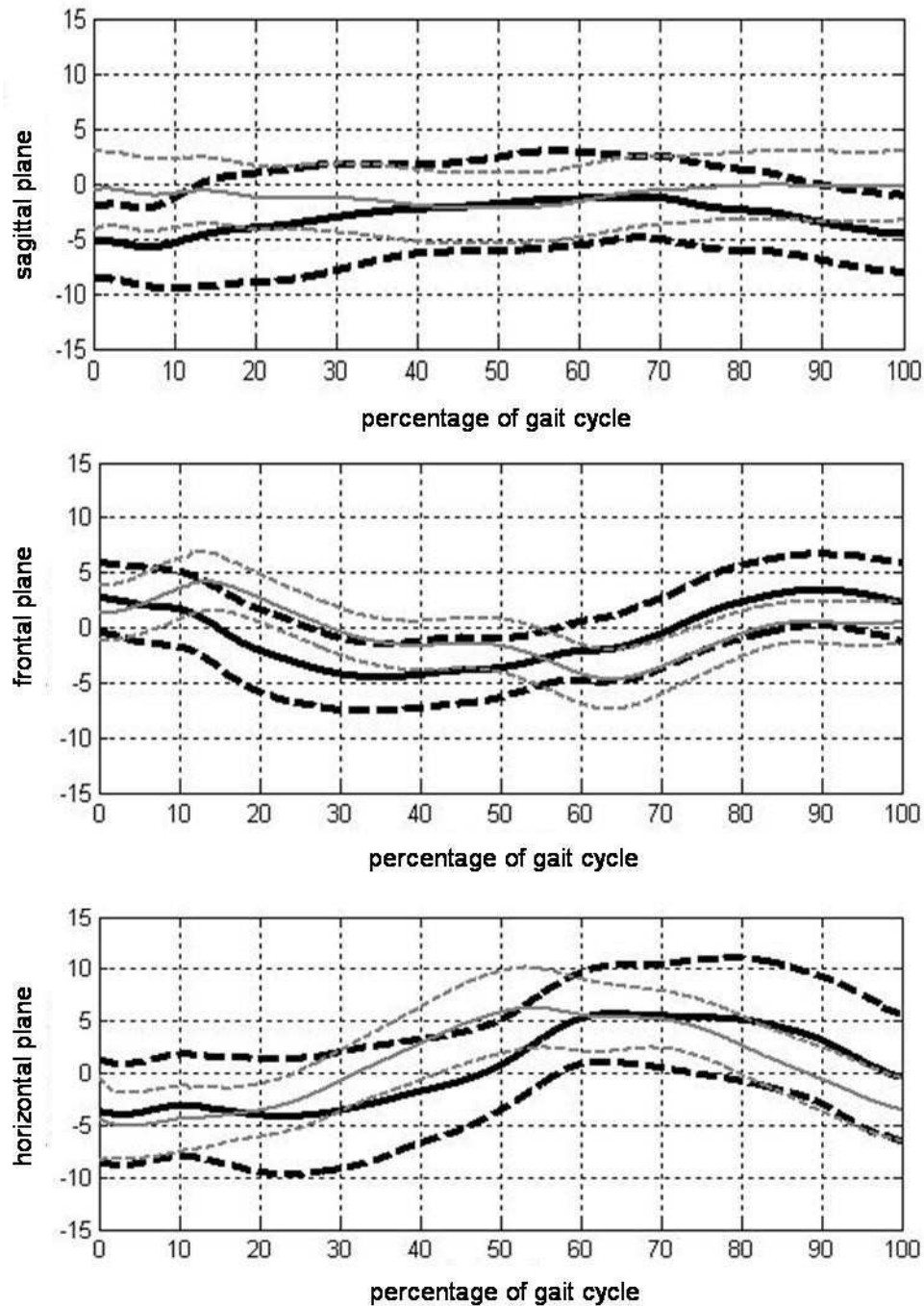
#### **3.1 Précision**

La simulation des différentes sources d'erreur montre que les erreurs de placement des marqueurs anatomiques peuvent modifier le signal jusqu'à  $4^\circ$  à un instant donné du cycle. Au contraire, l'incertitude liée aux erreurs de mesure du système Vicon est limitée à  $1.1^\circ$ . La propagation de ces deux types d'erreur est cependant différente. Pour la première, elle résulte en un décalage appliqué sur les courbes alors que la seconde produit une erreur aléatoire au cours du cycle. Par conséquent, l'amplitude est moins influencée par la première source d'erreur que par la seconde. L'incertitude totale (obtenue en calculant deux fois l'écart type pour chaque paramètre sur les 500 itérations) est réduite à  $0.6^\circ$  pour le mouvement du bassin et  $1.2^\circ$  pour le mouvement du tronc. La précision du déphasage relatif entre les mouvements est de  $11.4^\circ$  ce qui représente une erreur d'environ 10% par rapport à la valeur moyenne de ce déphasage.

#### **3.2 Comparaison des deux groupes**

La Figure 32 montre les allures spécifiques des courbes pour le mouvement du bassin des patients du groupe A. Les trois graphes représentent la comparaison entre les patients amputés et les sujets sains. Les courbes montrent l'évolution des positions angulaires du bassin dans les trois plans de l'espace au cours d'un cycle de marche d'un membre inférieur. Sur chaque graphe, les corridors (courbe moyenne plus ou moins un écart type) sont tracés. Pour les sujets asymptomatiques (groupe B), nous avons vérifié que les courbes sont similaires pour les côtés droit et gauche. Au contraire, pour les patients du groupe A, il est important de traiter séparément les cycles de marche du membre intact et du membre prothétique car les

cycles de marche ne sont plus symétriques. Sur les graphes, nous représentons les courbes moyennes pour les cycles de marche des membres intacts.



**Figure 32 : Corridors (sujet sains en gris et amputés en noir) des mouvements du bassin en  $^{\circ}$  dans les trois plans de l'espace en fonction du pourcentage du cycle de marche**

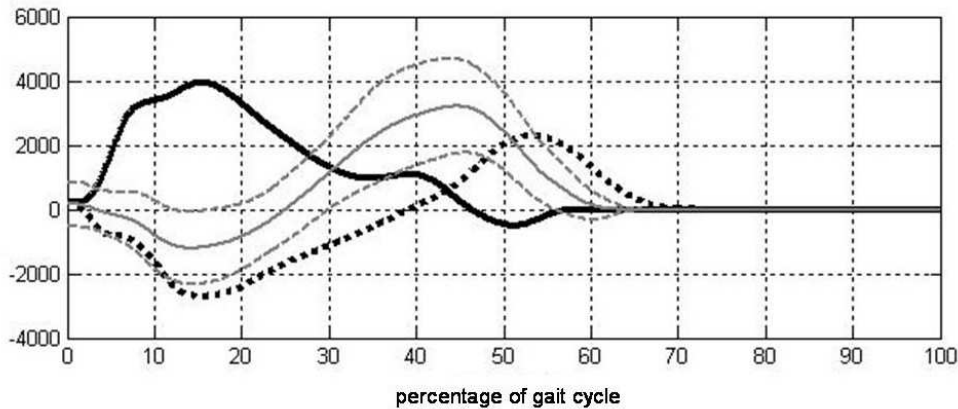
Dans le plan sagittal, une valeur positive représente une inclinaison antérieure (antéversion) du bassin par rapport à sa position initiale obtenue pendant la phase statique (station debout). En effet, quand le sujet se tient en position debout, il existe une antéversion naturelle du bassin d'environ  $15^{\circ}$ . En utilisant la position debout comme référence, nous pouvons comparer les individus entre eux indépendamment des variations d'antéversion anatomique. La courbe des sujets asymptomatiques montre une amplitude de

bassin inférieur de 5°. Dans le plan sagittal, la mobilité moyenne du bassin pour le groupe A est plus grande (Tableau 47). Nous notons que l'inclinaison antérieure maximale est atteinte au début du cycle du côté intact.

Dans le plan frontal, une valeur positive correspond à une élévation du côté du membre inférieur considéré (soit une chute du côté controlatéral) et une valeur négative correspond à un abaissement du côté de ce même membre inférieur (qui est aussi une inclinaison homolatéral). On peut noter que les allures des courbes de mouvement sont complètement différentes pour les deux groupes. Dans le groupe A, le bassin a une inclinaison inférieure sur le membre en appui pendant la période d'appui monopodal. Au contraire, les sujets du groupe B présentent une chute du bassin du côté controlatéral pendant la période de double appui (phase préoscillante).

Dans le plan transverse, une valeur négative indique une rotation vers le membre inférieur considéré (rotation homolatérale) et une valeur positive une rotation du côté opposé à ce membre inférieur (rotation controlatérale). On observe une amplitude similaire pour les rotations du bassin des deux groupes. Cependant, l'allure de la courbe pendant le cycle de marche du membre intact diffère pour le groupe A car la rotation controlatérale maximale est retardée par rapport au groupe B. Ceci implique une allure moins symétrique et une diminution de la vitesse angulaire pendant la fin de la phase d'appui du côté intact pour les amputés. A la fin du cycle du membre intact (fin de l'appui du membre prothétique), on observe une rotation rapide vers la position neutre.

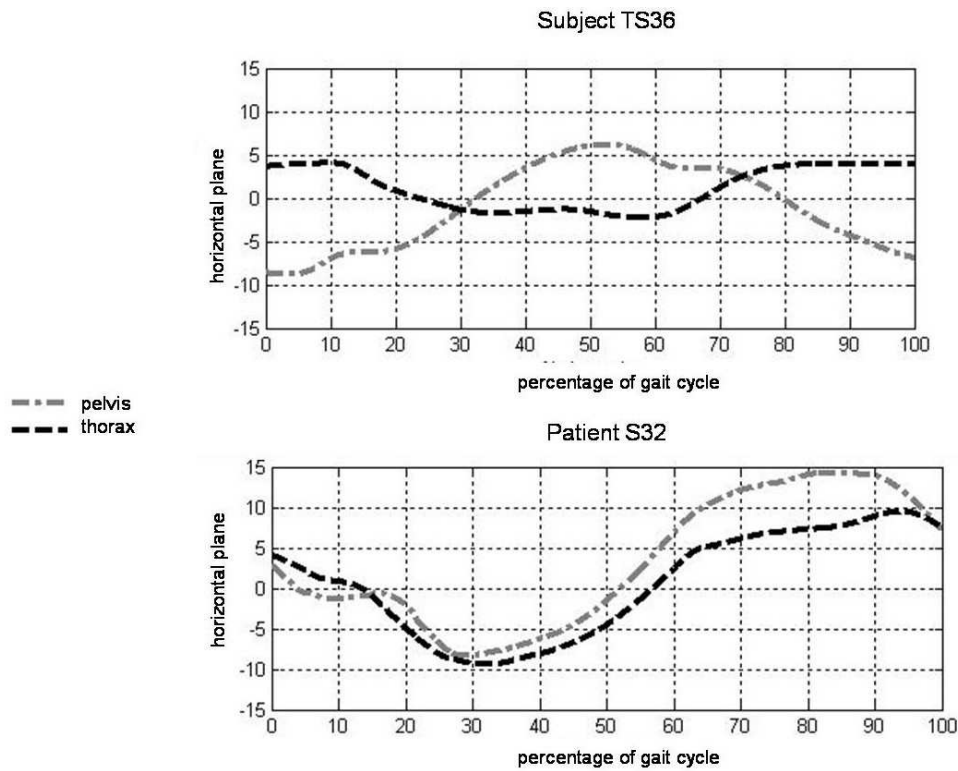
L'allure spécifique de la courbe d'évolution du couple pour les amputés fémoraux peut être observée sur la Figure 33. La figure compare les couples transmis par les membres inférieurs sur le sol autour de l'axe vertical. Les couples sont exprimés au centre de pression pour les deux groupes pendant un cycle de marche du membre inférieur droit pour le groupe B et pendant les cycles des membres intacts et prothétiques pour le groupe A. Une valeur négative indique un couple externe appliqué par le membre inférieur sur le sol, ce qui signifie que le membre inférieur exerce une action mécanique sur le sol tendant à faire tourner le membre inférieur vers l'extérieur. Du côté intact, l'allure pour le groupe A et le groupe B est identique. Le couple est externe au début de la phase d'appui et interne à la fin. L'allure pour le côté prothétique est totalement différente. Au contraire du côté sain et des patients sains, le couple appliqué pendant la phase d'appui du membre prothétique est interne.



**Figure 33 : Comparaison des couples exercés au centre de pression en Nmm pour les sujets sains (corridor gris), les amputés du côté prothétique (moyenne en noir trait plein) et du côté sain (moyenne en noir trait pointillé) au cours du cycle de marche**

Le Tableau 47 contient les résultats de la comparaison entre les deux groupes de notre étude. Les résultats concernant les paramètres spatio-temporels montrent que la marche des patients amputés fémoraux est globalement altérée. La vitesse de marche est significativement plus faible et la symétrie de longueurs des pas et de durées des phases d'appui est réduite pour le groupe A.

La cinématique pelvienne et thoracique diffère pour les individus du groupe A de celle des sujets du groupe B. Les amplitudes sont significativement plus grandes, dans les plans sagittal et frontal, pour le bassin, et dans les trois plans, pour le thorax pour les patients du groupe A. Au contraire, l'amplitude du mouvement du bassin dans le plan horizontal est équivalente pour les deux groupes. Les amplitudes des mouvements relatifs entre le bassin et le thorax dans les plans frontal et horizontal sont également équivalentes pour les deux groupes. Néanmoins, le déphasage entre les mouvements transverses des ceintures scapulaire et pelvienne est significativement réduit pour le groupe A. Ainsi, les sujets asymptomatiques montrent un mouvement globalement en opposition de phase entre le bassin et le thorax (avec une valeur de déphasage moyenne de  $105^\circ$ ) alors que ce mouvement est davantage en phase pour les amputés fémoraux (moyenne  $76^\circ$ ). La Figure 34 illustre cette différence en comparant la superposition des angles de rotation transverse pour le bassin et le thorax pour un sujet sain (TS36), dont le déphasage relatif est mesuré à  $145^\circ$  et pour un patient (S32) dont le déphasage est  $18^\circ$ .



**Figure 34 : Comparaison de la dissociation des ceintures chez un sujet sain (TS36) et chez un amputé (S32) Positions angulaires moyennes dans le plan horizontal en degré du thorax et du bassin au cours du cycle de marche**

**Tableau 47 Comparaison entre les sujets sains et les patients amputés – Pour chaque paramètre : moyenne (écart type) - \* : paramètres normalement distribués – p-value pour les paramètres significativement différents : test t pour les paramètres distribués normalement, test de Wilcoxon pour les autres - 95% inf et 95% sup: limites inférieure et supérieure de l'intervalle de confiance**

Paramètres	Amputés	Groupe contrôle	p-value	95% inf	95% sup
vitesse de marche* (m/s)	1.0 (0.2)	1.2 (0.2)	<0.00001	-0.3	-0.2
longueur du pas sain* (m)	0.68 (0.06)	0.7 (0.09)			
longueur du pas prothétique (m)	0.65 (0.07)	0.71 (0.06)	<0.00001	-0.10	-0.04
Durée de la phase d'appui saine *(% cycle)	65 (4)	59 (2)	<0.00001	4	7
Durée de la phase d'appui prothétique *(% cycle)	57 (2)	59 (2)	0.0004	-3	-1
Amplitude du bassin dans le plan sagittal (°)	8 (5)	4 (1)	<0.00001	2	5
Amplitude du bassin dans le plan frontal * (°)	10 (3)	8 (3)	0.0042	1	4
Amplitude du bassin dans le plan horizontal * (°)	11 (5)	12 (4)			
Amplitude du thorax dans le plan sagittal (°)	7 (3)	4 (2)	<0.00001	1	3
Amplitude du thorax dans le plan frontal * (°)	9 (3)	5 (2)	<0.00001	3	5
Amplitude du thorax dans le plan horizontal *(°)	12 (4)	9 (3)	0.0011	1	5
Amplitude du mouvement relatif entre le bassin et le thorax dans le plan frontal*(°)	12 (4)	13 (4)			
Amplitude du mouvement relatif entre le bassin et le thorax dans le plan horizontal *(°)	13 (5)	16 (5)			
Déphasage relatif dans le plan horizontal entre les ceintures scapulaires et pelviennes * (°)	76 (30)	105 (35)	0.0012	-46	-12

Les résultats de l'ANCOVA montre un effet significatif de l'âge ( $p < 0.0001$ ) et du groupe ( $p < 0.0001$ ) sur la vitesse de marche. Il n'y a pas d'effet d'interaction. Pour les deux groupes, la vitesse de marche décroît quand l'âge augmente (avec la même pente). Cependant, un patient du groupe A marche toujours plus lentement qu'un patient du groupe B du même âge (décalage de l'ordonnée à l'origine).

Les résultats de l'ANCOVA dans le Tableau 48 montre un effet principal significatif de la vitesse de marche sur tous les paramètres exceptée l'amplitude de rotation du bassin dans le plan horizontal. Un effet principal du groupe est observé pour la durée des phases d'appui et l'amplitude de rotation du thorax dans le plan transverse. Une interaction entre les effets du groupe et de la vitesse est observée pour la durée de la phase d'appui du côté sain et l'amplitude du bassin dans le plan frontal.



**Tableau 48 Résultats de l'ANCOVA sur les paramètres normalement distribués avec un facteur qualitatif (groupe : 2 niveaux : référence et amputé) et une covariable quantitative (vitesse de marche)**

Paramètres	p-value principal groupe	effet du	p-value principal de la vitesse de marche	effet de la	p-value d'interaction	effet
Durée de la phase d'appui du côté sain * (% cycle)	<0.0001		<0.0001		0.0002	
Durée de la phase d'appui du côté prothétique * (% cycle)	<0.0001		0.02		NS	
Amplitude du bassin dans le plan frontal * (°)	NS		0.001		0.008	
Amplitude du bassin dans le plan horizontal * (°)	NS		NS		NS	
Amplitude du thorax dans le plan frontal * (°)	<0.0001		<0.0001		NS	
Amplitude du thorax dans le plan horizontal * (°)	NS		0.0002		NS	
Amplitude du mouvement relatif du thorax par rapport au bassin dans le plan frontal * (°)	NS		0.01		NS	
Amplitude du mouvement relatif du thorax par rapport au bassin dans le plan horizontal * (°)	NS		0.0005		NS	
Déphasage entre les mouvements transverses des ceintures scapulaire et pelvienne * (°)	NS		<0.0001		NS	

### **3.3 Influence des facteurs cliniques :**

Dans le groupe A, nous avons recherché d'abord les relations entre la vitesse de marche et trois facteurs potentiellement liés à cette vitesse : l'âge, le poids et le niveau d'activité. Le résultat de la régression montre un effet principal des trois facteurs et une interaction entre le poids et le niveau d'activité sur la vitesse de marche. Le coefficient  $R^2$  multiple est 0.61 et la valeur de  $p$  0.0002. Le diagramme de Cook met en évidence l'influence de deux patients (S30 et S32) sur le modèle. Le premier est très actif (score 17) et le second a une masse corporelle importante (105 kg). Nous avons pu vérifier qu'en excluant ces deux individus, les coefficients de régression restaient à peu près les mêmes mais que la  $p$ -value s'améliorait pour chacun des coefficients. La stabilité du modèle est un indicateur de sa robustesse. Le coefficient de détermination multiple est alors 0.73 ( $p < 0.0001$ ). Les coefficients de régression sont :

- Age : -0.004 ( $p=0.006$ )
- Poids : 0.019 ( $p=0.0006$ )
- Niveau d'activité : 0.15 ( $p < 0.0001$ )
- Interaction Poids Niveau d'activité : -0.002 ( $p < 0.0001$ )

Dans le second modèle de régression, on teste l'influence de la longueur du moignon sur l'amplitude de mouvement dans le plan frontal du bassin. En effet, on peut supposer que cette amplitude est liée à la longueur du membre résiduel car le nombre de muscles préservés lors de l'amputation dépend étroitement du niveau d'amputation. De plus, ces muscles (adducteurs et abducteurs) sont essentiels pour stabiliser le bassin pendant la marche. L'analyse de la régression montre l'influence de la longueur du moignon sur l'amplitude dans le plan frontal ( $p < 0.05$ ) mais le coefficient de détermination multiple est faible. Nous savons par ailleurs que la vitesse de marche a une influence sur l'amplitude de mouvement du bassin dans le plan frontal. En ajoutant ce facteur dans le modèle de régression, le nouveau modèle obtenu permet de prédire 40% de la variance de l'amplitude du mouvement ( $p = 0.002$ ). Le diagramme de Cook montre l'influence de 3 individus (distance de Cook supérieure à 0.2). Si nous excluons ces trois individus (S24, S32 et S37), le coefficient de détermination multiple atteint 0.63 ( $p < 0.0001$ ). Les coefficients de régression sont -0.03 ( $p = 0.0001$ ) pour la longueur du membre résiduel et -4.08 ( $p = 0.06$ ) pour la vitesse. L'amplitude de mouvement du bassin dans le plan frontal décroît lorsque la longueur du moignon augmente.

#### **4 Discussion**

L'étude avait pour but d'identifier les caractéristiques de la cinématique du tronc et du bassin chez les amputés fémoraux. En particulier, l'un des objectifs était d'analyser conjointement les relations entre les mouvements des ceintures scapulaire et pelvienne et le couple transmis par les membres inférieurs au sol.

La cinématique du tronc, notamment la coordination entre le bassin et le thorax, a souvent été étudié pour les sujets sains (Murray et al. 1964; Stokes et al. 1989; Van Emmerik and Wagenaar 1996) et a déjà permis de caractériser la marche de sujets pathologiques tels que des sujets hémiparétiques (Wagenaar and Beek 1992) ou parkinsoniens (Van Emmerik et al. 1999). Mais, en ce qui concerne les amputés fémoraux, seules quelques études se sont intéressées aux mouvements du haut du corps (Cappozzo et al. 1982; Tazawa 1997; Sjødahl et al. 2003). Ces travaux ont été menés sur de petits échantillons de patients. Cappozzo (Cappozzo et al. 1982) compare les déplacements angulaires du haut du corps pour quatre amputés par rapport à cinq sujets sains. Tazawa (Tazawa 1997) n'utilise pas de population de référence mais compare deux groupes d'amputés formés à partir de douze patients selon une classification subjective de la qualité de marche des patients. Plus récemment, l'étude de Sjødahl (Sjødahl et al. 2003) compare le mouvement du bassin de dix-huit sujets asymptomatiques et de douze patients amputés fémoraux. Au contraire, le présent travail repose sur une population de vingt-sept amputés fémoraux et de trente-trois sujets sains. De plus, alors que les études antérieures se focalisaient sur le plan transverse uniquement (Stokes et al. 1989; Wagenaar and Beek 1992; Van Emmerik et al. 1999), nous nous sommes intéressés à la cinématique complète du tronc et du bassin et à leur coordination dans les trois plans de l'espace. Finalement, notre travail apporte une ouverture sur la transmission des couples au sol. Bien qu'il ait été suggéré dans d'autres études qu'un lien existe entre la cinématique du tronc et le moment dynamique du corps (Stokes et al. 1989), très peu d'études s'intéressent à cette relation chez le sujet sain (Kubo et al.; LaFiandra et al. 2002). Aucune des études antérieures ne présentent à notre connaissance l'allure du couple transmis par les amputés fémoraux au sol autour de l'axe vertical.

En ce qui concerne la méthode, certains auteurs préfèrent utiliser des dispositifs pour mettre en place les marqueurs sur les segments plutôt que de les coller sur la peau pour enregistrer la cinématique du bassin. Vogt (Vogt et al. 2003) a montré que les deux configurations n'induisaient pas de différences significatives sur les résultats. Le choix de la position des marqueurs pour décrire les mouvements thoraciques peut être discuté. Dans une étude concernant des enfants pathologiques, Nguyen (Nguyen and Baker 2004) a montré que les résultats obtenus avec la même configuration que celle de notre étude différaient de ceux obtenus en plaçant directement les marqueurs sur le thorax. Il explique cette différence par le fait que dans la première configuration, le mouvement des épaules est inclus. Cependant, l'auteur a également montré que les différences observées dépendent de l'amplitude du mouvement du tronc, qui est important dans son étude. Ainsi, comme l'amplitude du mouvement du tronc, pour les amputés fémoraux, reste limitée, on peut supposer que le placement indirect des marqueurs peut être utilisé sans modifier significativement les résultats par rapport à un placement direct.

Les résultats de la présente étude confirment que la marche des sujets amputés est globalement altérée. En particulier, la vitesse de marche est plus faible pour le groupe d'amputés par rapport au groupe de référence. La longueur du pas du membre prothétique semble réduite en comparaison de la longueur du pas moyen du groupe de référence. Les durées de phase d'appui sont moins symétriques dans le groupe d'amputés. Un effet principal de la vitesse et du groupe sur les durées de phase d'appui des membres intact et prothétique a été trouvé. Pour le membre intact, la relation entre la vitesse et la durée d'appui est différente pour les deux groupes (effet d'interaction). Cette analyse montre le rôle essentiel de la vitesse de marche sur les paramètres spatio-temporels. L'effet principal de l'âge sur la vitesse de marche souligne la nécessité de contrôler l'âge du groupe de référence pour permettre la comparaison avec le groupe de patients. L'effet principal du groupe confirme que la différence de vitesse de marche observée est due à l'amputation. Parmi le groupe d'amputés, plus de 60% de la variance de la vitesse de marche a été expliqué par l'âge, le poids et le niveau d'activité. La vitesse de marche augmente lorsque les patients sont plus actifs. Ceci est cohérent avec les résultats de l'étude de Sjödahl (Sjödahl et al. 2003) dans laquelle la rééducation permettait d'aboutir à une augmentation de la vitesse de marche. Ainsi, on met en évidence l'utilité de prendre en compte les facteurs cliniques simultanément avec les paramètres objectifs pour expliquer les différences interindividuelles dans le groupe d'amputé.

Les résultats confirment l'hypothèse que la marche de l'amputé est moins stable que la marche du sujet asymptomatique. Par exemple, les amplitudes angulaires du bassin sont plus importantes pour les amputés fémoraux et particulièrement dans le plan sagittal. Une augmentation globale de l'amplitude du mouvement du bassin et du thorax dans les plans frontal et sagittal a été observée précédemment par Cappozzo en comparant neuf patients amputés de cuisse avec cinq sujets normaux (Cappozzo et al. 1982). Sjödahl (Sjödahl et al. 2002) a également insisté sur l'augmentation de l'amplitude des mouvements du bassin dans le plan sagittal chez neuf patients par rapport à dix huit sujets asymptomatiques de référence.

Dans le plan frontal, l'amplitude de mouvement du bassin est plus importante chez les sujets handicapés. L'analyse de la covariance révèle un effet principal de la vitesse sur ce paramètre et un effet d'interaction de la vitesse et du groupe. Ces résultats montrent que ce paramètre dépend de la vitesse pour les deux groupes mais que la relation diffère pour les patients comparés aux sujets sains. L'allure de la courbe de mouvement diffère également pour les patients. Cette allure est similaire à celle présentée précédemment par Cappozzo (Cappozzo et al. 1982) et Sjö Dahl (Sjö Dahl et al. 2003) sur des échantillons de patients plus petits. Notre étude confirme que cette allure est une caractéristique de la marche des amputés de cuisse. La chute du bassin du côté de l'appui peut s'expliquer par une faiblesse des abducteurs du membre amputé, qui ne sont pas assez forts pour stabiliser le bassin (Cappozzo et al. 1982; Sjö Dahl et al. 2003). Michaud (Michaud et al. 2000) suggère que ce mouvement pourrait être expliqué par une inclinaison du tronc du côté du membre en appui destinée à prévenir une chute du bassin due à l'insuffisance des abducteurs de hanche. L'influence des muscles stabilisateurs du bassin dans le plan frontal est confirmée par le modèle de régression trouvé pour prédire l'amplitude du bassin dans le plan frontal. Avec la vitesse de marche, la longueur du membre résiduel permet d'expliquer 40% de la variance de ce paramètre pour le groupe de patients et 63% de cette variance si on exclut 3 individus. Jaegers (Jaegers et al. 1995) a montré que les muscles stabilisateurs de hanche devenaient plus atrophiés quand le niveau d'amputation augmentait. Par conséquent, le bassin des amputés avec un moignon court est plus mobile dans le plan frontal. Ceci est cohérent avec le coefficient de régression négatif associé à ce facteur ( $-0.03$   $p < 0.0001$ ). Le modèle montre également l'influence de la vitesse sur l'amplitude du bassin dans le plan frontal. Nous avons vu qu'une faible vitesse de marche a également été trouvée pour les patients les moins actifs et les plus âgés. Nous pensons que le lien entre la vitesse de marche et l'amplitude de rotation du bassin dans le plan frontal peut être expliqué par une amyotrophie due à l'âge et au manque d'activité.

L'allure et l'amplitude de la rotation transverse du bassin étaient très similaires pour les groupes de référence et d'amputés. Cependant, les pentes des courbes étaient différentes en fin de phase d'appui et en fin de cycle, ce qui signifie que la vitesse angulaire diffère pendant ces phases de la marche. Sjö Dahl (Sjö Dahl et al. 2003) a également remarqué cette tendance du bassin à tourner rapidement vers une position neutre pendant la phase d'appui terminal lors de l'appui du côté prothétique. Nous avons observé cette tendance qui, selon Sjö Dahl pourrait être interprétée comme une façon d'initier la phase oscillante du côté prothétique. Nous avons aussi trouvé une vitesse angulaire plus faible du bassin dans le plan transverse pendant la période de milieu d'appui du membre intact. Sjö Dahl déclare que cette rotation pelvienne est plus symétrique et se rapproche de celle du groupe de référence après le traitement. En observant les courbes publiées par Sjö Dahl, on peut noter une augmentation de la vitesse angulaire pendant le milieu d'appui du membre intact après la rééducation, qui est essentielle pour symétriser l'allure de la courbe.

Les amplitudes de mouvement du thorax étaient significativement plus importantes dans les trois plans de l'espace pour le groupe d'amputés. Tazawa (Tazawa 1997) affirme que les bons marcheurs présentent des amplitudes plus faibles de mouvement du thorax dans les plans frontal et horizontal.

L'analyse de la covariance montre l'effet principal de la vitesse de marche sur les amplitudes de mouvement du thorax dans les plans frontal et horizontal. Cependant, pour le mouvement dans le plan frontal, la différence observée entre les groupes ne peut être expliquée uniquement par la différence de vitesse de marche entre les groupes (effet principal du groupe).

Le mouvement relatif entre le thorax et le bassin des sujets handicapés comparé aux sujets sains n'est pas significativement plus ample alors que les amplitudes observées pour le bassin et le thorax sont augmentées. Ceci suggère que la coordination temporelle entre les mouvements a été modifiée. Wagenaar (Wagenaar and Beek 1992) a souligné précédemment ce point et l'importance d'analyser le mouvement relatif entre le tronc et le bassin car ce mouvement relatif est affecté non seulement par les rotations de chacun des segments mais également par le déphasage entre ces rotations.

Le déphasage entre les mouvements du thorax et du bassin dans le plan transverse était significativement plus faible pour les amputés par rapport aux sujets sains. L'analyse de la covariance révèle que cette différence était due à la vitesse de marche. Certaines études ont mis en évidence cette dépendance pour les sujets asymptomatiques (Van Emmerik and Wagenaar 1996; LaFiandra et al. 2003), les patients hémiplegiques (Wagenaar and Beek 1992), les patients parkinsoniens (Van Emmerik et al. 1999) et les patients souffrant de douleurs lombaires (Selles et al. 2001). Dans toutes ces études, la vitesse de marche était contrôlée par l'intermédiaire d'un tapis roulant. Ce dispositif a cependant été critiqué antérieurement car on peut supposer qu'il modifie la marche naturelle du patient. Dans notre étude, tous les sujets ont marché avec une vitesse de marche sélectionnée par eux même sur une piste de marche. Grâce au grand nombre de patients examinés, l'influence de la vitesse de marche sur la dissociation des ceintures scapulaire et pelvienne a pu être montrée. Donc, cela confirme les résultats des études antérieures avec des conditions de marche plus naturelles. En dépit des limites relatives à l'utilisation du déphasage relatif continu (Peters et al. 2003), ce paramètre permet de caractériser les différences de schéma de marche pour les pathologies citées précédemment. Dans tous ces cas, il a été montré que les patients ont une dissociation des ceintures réduite. Cette perte du déphasage entre les mouvements transverses du bassin et du thorax est attribuée à une augmentation de la rigidité axiale du tronc liée à la pathologie (Wagenaar and Beek 1992) ou à une stratégie protectrice pour les articulations (Selles et al. 2001). Selles a suggéré que la réduction de la vitesse de marche confortable chez les patients avec des douleurs lombaires pouvait être la conséquence d'une incapacité à dissocier les ceintures scapulaire et pelvienne. Ceci pourrait expliquer également les vitesses faibles de marche des amputés par rapport aux sujets asymptomatiques.

En ce qui concerne les résultats de la cinétique, il a été suggéré que les rotations du tronc ont un effet sur le couple global autour de l'axe vertical (Stokes et al. 1989). Quelques études récentes ont exploré les mécanismes utilisés pour réduire le couple en modifiant la cinématique du haut du corps (Kubo et al.; LaFiandra et al. 2002). Mais, ces études sont limitées à des calculs locaux. A notre connaissance, l'allure de l'évolution du couple au cours de la phase d'appui n'a jamais été décrite ni pour des sujets amputés ni pour

des sujets sains. Nous pourrions penser que les différences importantes observées entre les sujets sains et amputés sont dues à la modification des accélérations angulaires du haut du corps. L'analyse de l'allure du couple a montré que le couple transmis par la prothèse est différent du couple transmis par le membre sain. Des études supplémentaires permettront d'explorer la corrélation entre ce couple et la dynamique du tronc.

## **5 Conclusion**

En résumé, cette étude montre les caractéristiques principales de la cinématique du tronc au cours de la marche de sujets amputés fémoraux. L'analyse a été conduite sur un échantillon important de vingt-sept patients et trente-trois sujets sains, ce qui implique une bonne fiabilité des résultats.

Les conclusions qui peuvent être tirées concernant les amputés comparés aux sujets sains sont :

- Le bassin est globalement moins stable pour les patients amputés fémoraux particulièrement dans le plan sagittal
- L'inclinaison du bassin dans le plan frontal a lieu dans le sens opposé
- La rotation du bassin dans le plan transverse est similaire
- Le mouvement du thorax est plus ample pour les sujets handicapés dans les trois plans de l'espace
- La dissociation des ceintures scapulaire et pelvienne est réduite pour les patients amputés fémoraux et cette réduction est étroitement liée à la réduction de la vitesse de marche
- Les couples transmis autour de l'axe vertical ont une évolution différente pendant les phases d'appui des membres intact et prothétique

Les relations entre les paramètres et les facteurs cliniques pour le groupe d'amputés étudié sont :

- La vitesse de marche dépend étroitement de l'âge du poids et du niveau d'activité
- L'amplitude du mouvement du bassin dans le plan frontal augmente lorsque la longueur du membre résiduel diminue



## ***Chapitre 9 Travail personnel : Modélisation dynamique de la marche de l'amputé fémoral***

### **1 Introduction :**

Si beaucoup d'auteurs ont étudié à la marche de l'amputé tibial (Winter and Sienko 1988; Gitter et al. 1991; Czerniecki and Gitter 1995), seuls quelques uns se sont intéressés à l'analyse cinématique (Boonstra et al. 1994; Jaegers et al. 1995) et dynamique (Seroussi et al. 1996; van der Linden et al. 1999; Sjødahl et al. 2002) de la marche de l'amputé fémoral. Pourtant, le développement des genoux prothétiques a permis d'améliorer le service rendu au patient surtout pour les plus jeunes et les plus actifs et l'analyse de la marche est un outil d'évaluation quantitatif des performances de ces systèmes (Blumentritt et al. 1998; Perry et al. 2004).

Dans les études concernant la dynamique, les modèles utilisés sont rarement détaillés (Seroussi et al. 1996; Sjødahl et al. 2002). Van der Linden (van der Linden et al. 1999) et Dundass (Dundass et al. 2003) précisent davantage leur méthode. Ils mesurent les caractéristiques inertielles de trois prothèses pour alimenter leur modèle, qu'ils utilisent dans une méthode de dynamique inverse. Alors que des modèles dynamiques 3D ont été validés pour le calcul des efforts au sol chez le sujet sain (Kingma et al. 1996; Gillet et al. 2003), on ne trouve pas d'étude proposant le même type de validation chez l'amputé.

Pourtant, les auteurs, qui se sont intéressés aux efforts de réaction du sol enregistrés par des plateformes de force (van der Linden et al. 1999; Perry et al. 2004), ont montré des différences significatives pour les amputés fémoraux par rapport aux sujets sains. Notamment, l'effort vertical reste inférieur ou proche du poids total du sujet alors que chez le sujet sain, on observe une surcharge de l'ordre de 110% du poids du corps après l'attaque du pas et avant le décollage du pied. La courbe est globalement plus plate pour les sujets amputés. Pour l'effort longitudinal, le deuxième pic en fin d'appui est notablement réduit et interprété comme un déficit de propulsion due entre autre à l'absence de muscles fléchisseurs plantaires de la cheville. Par conséquent, il semble utile de développer un modèle dynamique capable de prédire la résultante des efforts du sol sur le pied chez l'amputé à partir de la dynamique des différents segments corporels. Ainsi, la contribution de chaque segment à l'effort total pourra être identifiée et les différences avec le sujet sain expliquées.

Les objectifs de ce chapitre sont triples. Dans un premier temps, les efforts enregistrés, pour un échantillon de sujets asymptomatiques et un groupe de patients amputés fémoraux, sont comparés. Ensuite, un modèle dynamique est mis en place pour calculer les efforts chez le sujet sain et chez l'amputé. La validité de ce modèle est rapidement évaluée par la comparaison des efforts calculés par son intermédiaire lorsque l'on entre la cinématique de l'ensemble des segments corporels avec les efforts mesurés par les plateformes de force. Enfin, les contributions des différents segments du corps sont analysées pour les deux groupes de sujets de façon à comprendre l'origine des différences.



## 2 Matériel et méthodes

### 2.1 Sujets

Les données obtenues pour 8 amputés fémoraux (3 femmes et 5 hommes) et 21 sujets sains ont été utilisées. Toutes les amputations étaient d'origine traumatique ou tumorale. Le Tableau 49 récapitule les informations concernant l'âge, le poids, l'appareillage de chaque patient. Tous ces patients marchaient sans assistance. Le groupe de sujets asymptomatiques était composé de 13 hommes et 8 femmes (âge moyen : 31 ans écart type : 10 ans, poids moyen : 69 kg écart type : 9 kg, taille moyenne : 173 cm écart type : 7 cm).

**Tableau 49 : Caractéristiques des 8 amputés (IC : ischion intégré)**

Sujets	Age (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	Pied	Genou	Emboîture
S28	59	156	49	Articulé	polycentrique contrôle hydraulique	IC
S29	37	188	105	A lame	polycentrique contrôle hydraulique	IC
S30	55	165	65	A lame	polycentrique contrôle hydraulique	IC
S31	47	174	85	A lame	hydracadence	IC
S39	71	175	80	A lame	axe simple SNS	IC
S40	48	156	50	Articulé	axe simple à frein	quadrangulaire
S41	67	171	78	Articulé	axe simple à frein	IC
S43	62	172	90	Articulé	polycentrique contrôle hydraulique	ovalaire

### 2.2 Protocole

Tous les sujets ont bénéficié du même examen. Le protocole complet est décrit par Goujon (Goujon et al. 2006). Pour chaque sujet, une série de 8 mesures anthropométriques (longueurs, circonférences) est prise sur le ou les membres sains. Pour le côté prothétique, des mesures sur le moignon au nombre de 3 sont réalisées au cours de l'examen clinique et la prothèse est pesée avec une balance de précision 1 g. Lors de l'examen, des mesures externes (8) sur la prothèse sont également réalisées.

L'examen d'analyse de la marche est intégré au suivi clinique du patient et réalisé en présence du médecin spécialiste, responsable du patient. A l'issue de l'examen, nous disposons de la cinématique des 8 segments suivants : tronc, bassin, cuisses, jambes, pieds et du torseur d'actions mécaniques de contact exercé par le sol sur les pieds grâce à deux plateformes de force.

### 2.3 Modèle dynamique

Les 8 segments choisis sont modélisés par des formes géométriques simples (cône tronqué, cylindre et cylindre à base elliptique) dont les dimensions sont adaptées grâce aux mesures et à des distances calculées à partir des marqueurs anatomiques.

Pour le membre intact et le moignon, les densités de Dempster (Dempster 1955) sont utilisées pour calculer les masses, les centres de gravité et les inerties dans le repère local associé à chaque élément

géométrique. Aucune donnée n'étant collectée pour les membres supérieurs et la tête, le modèle proportionnel de De Leva (De Leva 1996) a été utilisé pour calculer leur masse.

Pour les éléments de la prothèse, un modèle spécifique a été développé. Les densités des matériaux (emboîture, mousse esthétique, tube) ont été déterminées expérimentalement. Pour le genou, la masse est entrée manuellement selon les spécifications du constructeur et considérée comme ponctuelle. Pour le pied, une densité moyenne permettant de faire varier la masse du pied en fonction de la pointure a été déterminée pour 3 types de pied (conventionnel, articulé et à lame). Pour prendre en compte la masse des chaussures, une valeur de 500g est ajoutée à chaque pied. Grâce à ce modèle, on connaît pour chaque segment prothétique la masse, la position du centre de gravité dans le repère local et la matrice d'inertie dans le repère local.

Pour calculer les efforts exercés par les pieds sur le sol par l'intermédiaire du modèle, on doit connaître l'accélération du centre de gravité de chaque segment. Grâce à l'analyse cinématique, on connaît la position et l'orientation des repères anatomiques par rapport au repère de référence du laboratoire. On fait l'hypothèse que le repère local, associé à chaque forme géométrique définie précédemment, est confondu avec le repère anatomique du segment modélisé. Ainsi, on peut en déduire la position du centre de gravité de chaque segment dans le repère fixe de référence. Cette position est filtrée à l'aide d'un filtre récursif de Butterworth du 4<sup>ème</sup> ordre avec une fréquence de filtrage de 5 Hz (Kingma et al. 1996; Gillet et al. 2003). La position est dérivée, en utilisant une technique de différences finies, une première fois pour obtenir la vitesse du centre de gravité. Cette vitesse est à nouveau filtrée puis dérivée pour obtenir l'accélération. La formule (1) est alors appliquée pour calculer la résultante des efforts exercés par le sol sur les pieds (noté  $F_p$ ).

$$\sum_{i=1}^8 m_i \overrightarrow{a(G_i / Ro)} = \sum_{i=1}^8 m_i \vec{g} + \vec{F}_p \quad (1)$$

L'effort total extérieur résultant du contact est, également, mesuré par les plateformes de force lorsque le patient est en appui monopodal sur l'une des plateformes ou en appui bipodal sur chacune d'elle.

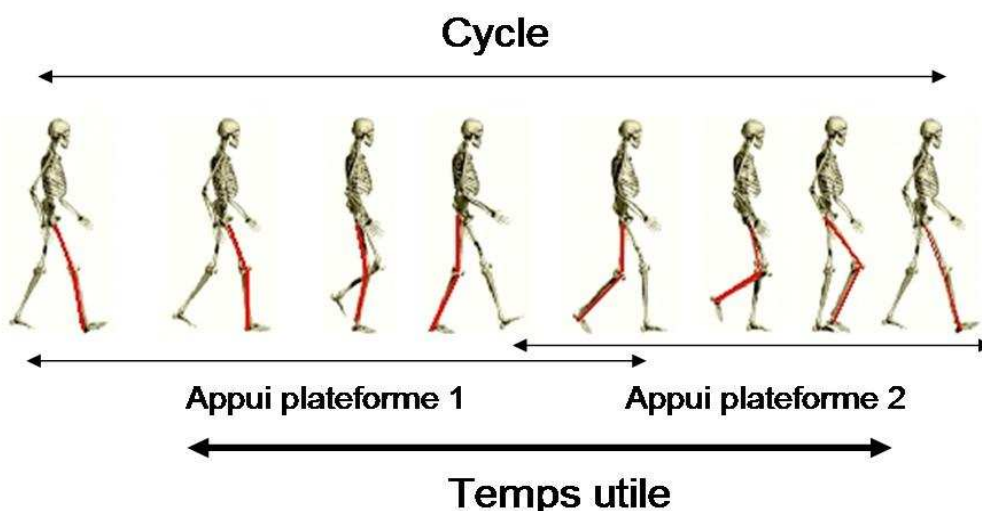


Figure 35 : Définition de l'intervalle de temps utile

Par conséquent, la partie utile de l'enregistrement démarre lors du début du premier appui monopodal du premier membre inférieur en contact avec le sol et se termine à la fin du cycle de ce même membre inférieur (reprise d'appui bipodal avec un pied en dehors des plateformes) comme le montre la Figure 35. Cette durée est appelée temps utile. Pour comparer l'effort calculé et l'effort mesuré, on additionne les composantes de l'effort enregistrées par chaque plateforme pour chacun des trois axes de l'espace, après les avoir filtrées à 5 Hz (Gillet et al. 2003), au cours du temps utile. Pour pouvoir comparer les sujets, malgré des masses moyennes différentes, les efforts sont normalisés en % du poids du corps.

Pour les sujets sains, il y a une symétrie dans les efforts exercés par le pied droit et le pied gauche. Ainsi, quelque soit le membre inférieur posé sur la première plateforme, les efforts verticaux et longitudinaux sont équivalents. Au contraire, les études précédentes (van der Linden et al. 1999) ont montré une forte dissymétrie des efforts exercés par le membre intact et le membre prothétique sur le sol au cours de la marche. Comme nous ne disposons que de deux plateformes, un seul double appui peut être enregistré à chaque passage (Figure 35). C'est pourquoi, nous avons classé les marches des patients en deux groupes selon qu'il s'agit du double appui au cours de la propulsion par le membre intact (MI) ou au cours de la propulsion par le membre prothétique (MP). Par exemple sur la Figure 35, si on considère que le côté prothétique est le côté coloré en rouge, la marche sera classée dans le groupe MP car le double appui enregistré est celui au cours duquel le membre prothétique rouge assure la propulsion. Les patients peuvent apparaître dans les deux groupes puisqu'ils réalisent chacun plusieurs passages sur les plateformes. Le groupe MI comprend des marches de S28, S31, S40 et S43. Le groupe MP contient des acquisitions de S29, S30, S39, S41 et S43.

### **3 Résultats**

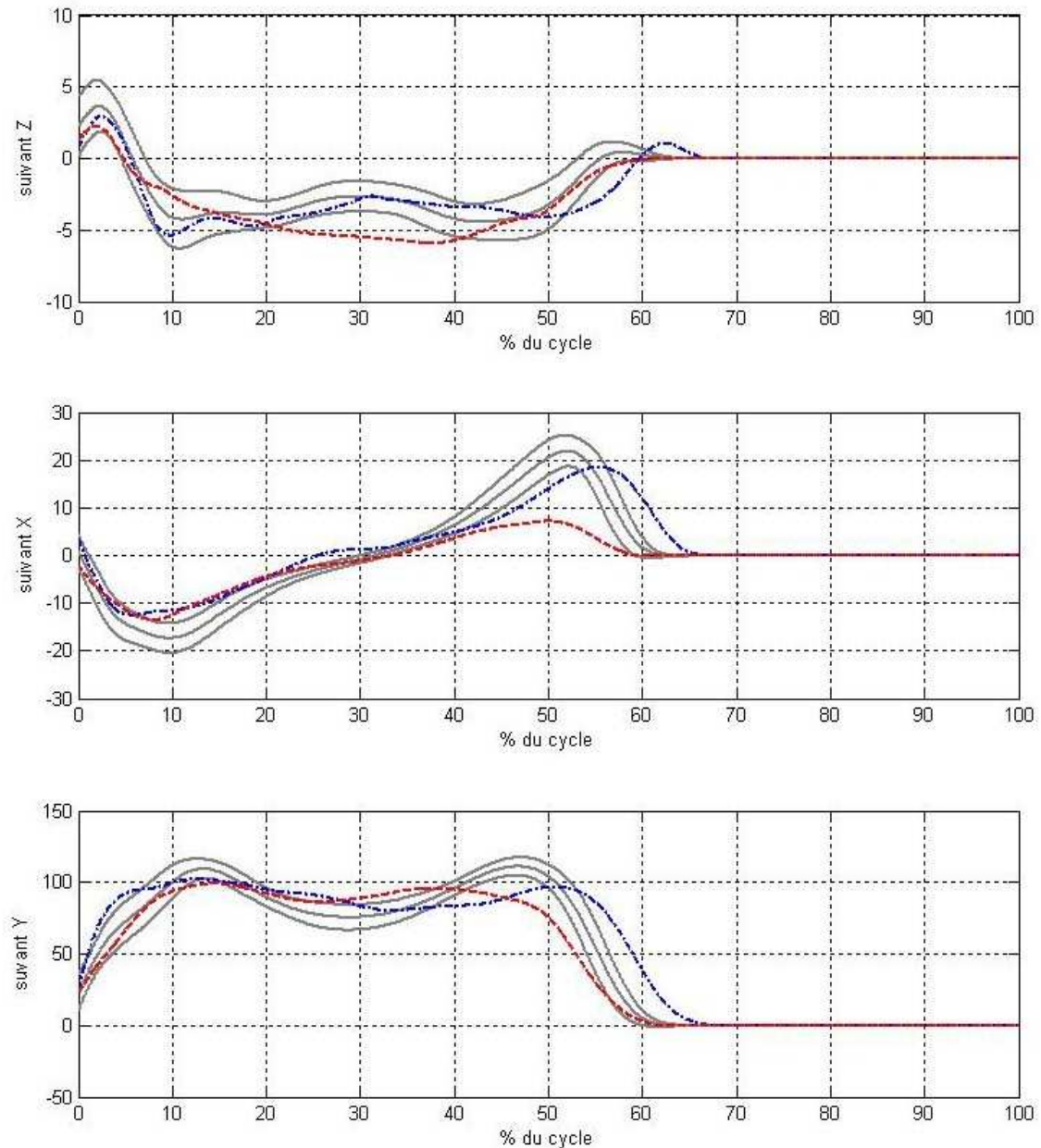
#### **3.1 Comparaison des efforts extérieurs appliqués sur le corps par les sujets sains et les sujets amputés**

Pour mener cette comparaison, nous utilisons les données des plateformes de force qui sont les données de référence.

La Figure 36 représente les courbes moyennes d'efforts enregistrés par les plateformes, pour le membre sain et le membre prothétique, pour le groupe MI comparées au corridor des sujets asymptomatiques.

Pour l'effort vertical, du côté intact, la pente de la courbe à l'attaque du pas est plus abrupte, ce qui caractérise un transfert de charge rapide du membre prothétique vers le membre intact. Les deux pics d'effort vertical sont plus faibles que chez le sujet sain. La décharge du membre inférieur au cours de l'appui monopodal est retardée. Pour le côté prothétique, la période d'appui est plus courte et la valeur de l'effort vertical reste quasiment constante et égale au poids du corps.

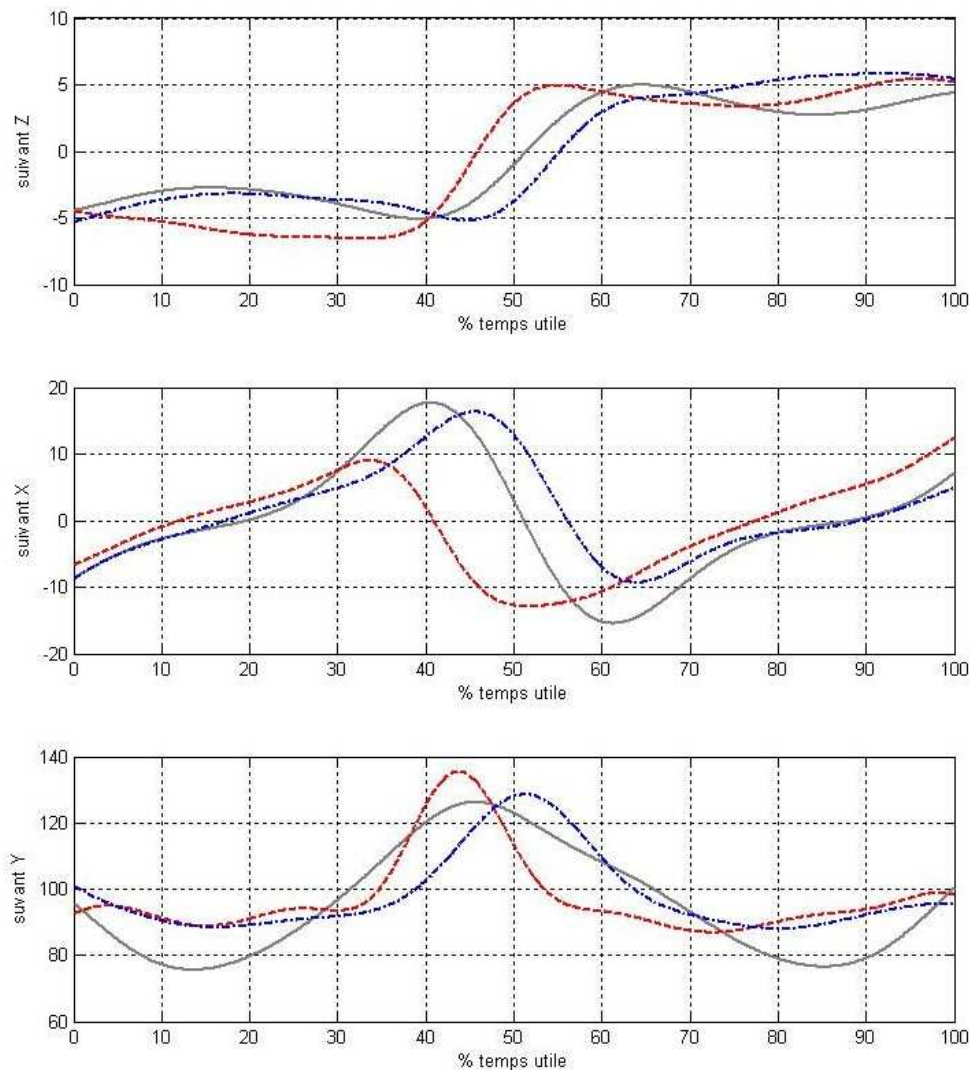
Pour l'effort longitudinal, les deux pics à l'attaque du pas et à la propulsion sont plus faibles du côté sain et du côté appareillé. Cependant, alors que le pic de propulsion est quasiment normal du côté sain, il est largement inférieur à la valeur moyenne obtenue pour les sujets asymptomatiques du côté appareillé.



**Figure 36 : Comparaison des efforts de contact du sol sur chaque pied exprimés en % du poids pour les sujets sains (corridor en trait plein gris), pour les amputés côté prothétique (moyenne en trait pointillé rouge) et côté sain (moyenne en trait mixte bleu)**

La Figure 37 représente la comparaison des valeurs moyennes de la résultante totale de l'effort exercé par le sol sur le pied pour les trois groupes (GS : groupe sain, MI et MP) sur les trois axes.

Pour l'effort longitudinal, le premier extremum représente la propulsion du membre en appui sur le premier plateau (membre intact pour le groupe MI, membre prothétique pour le groupe MP). On remarque que ce pic est amoindri lorsque le membre prothétique est en appui (1<sup>er</sup> pic du groupe MP) avec une valeur moyenne de 10% du poids du corps. La propulsion par le côté intact (1<sup>er</sup> pic du groupe MI) est équivalente à celle des sujets asymptotiques (entre 15 et 20% du poids du corps). Le poids du corps est ensuite transféré sur l'autre membre inférieur. Là encore, lorsque le pied intact quitte le sol, l'effort longitudinal appliqué sur le membre prothétique, qui prend l'appui (2<sup>ème</sup> pic du groupe MI), est inférieur à l'effort longitudinal appliqué sur le membre sain lors du transfert du membre prothétique vers le membre sain (2<sup>ème</sup> pic du groupe MP).



**Figure 37 : Comparaison de la somme des efforts enregistrés par les plateformes sur les trois axes et exprimée en % du poids du corps pour les sujet sains (moyenne en gris trait plein) pour les amputés avec appui sain sur le premier plateau (groupe MI moyenne en bleu trait mixte) et pour les amputés avec appui prothétique sur le premier plateau (groupe MP moyenne en rouge trait pointillé).**

Pour l'effort vertical, la courbe présente un pic plus abrupt pour les sujets amputés et une décharge moins importante lors des appuis monopodaux (supérieur à 90% pour les amputés et inférieur à 80% pour

les sujets sains). La surcharge plus importante pour le groupe MP (plus de 130% du poids du corps) au cours du double appui (propulsion prothétique/appui sain) est due à un chargement rapide sur le membre intact. De même, la durée du double appui est raccourcie, pour ce groupe, par rapport à la prise d'appui côté prothétique (groupe MI) et par rapport au sujet sain. Finalement, on voit que, malgré un chargement plus faible pour chaque membre inférieur, l'effort total transitant par les deux membres inférieurs est supérieur pour les sujets amputés car il est appliqué sur une plus courte durée. L'aspect dynamique de la marche est réduit, au cours des phases d'appui monopodales, avec une courbe quasiment plate.

### **3.2 Validation du modèle dynamique pour les amputés fémoraux**

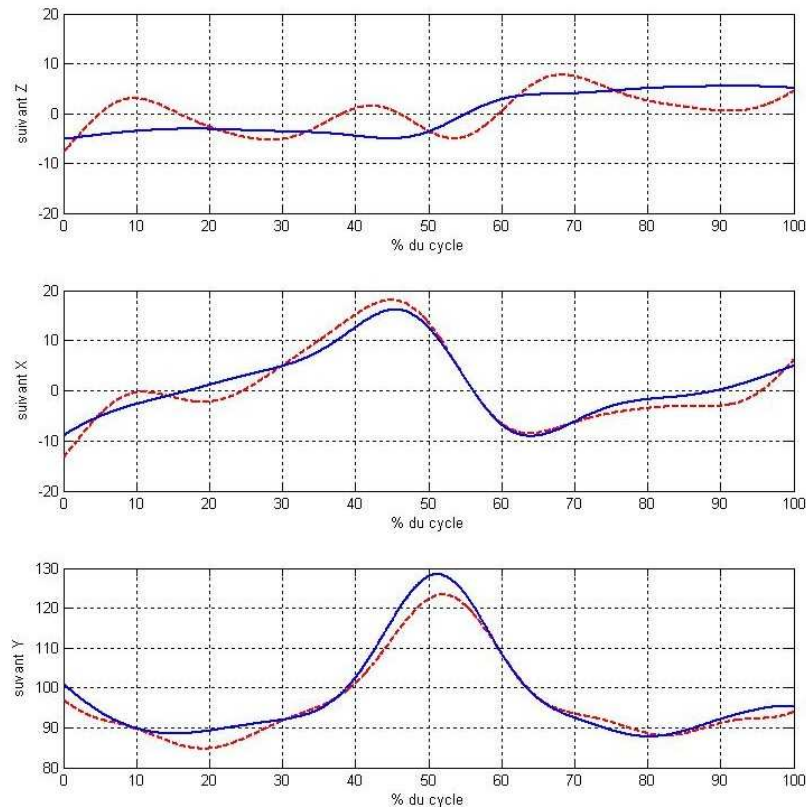
#### **3.2.1 Masse de la prothèse et masse totale**

Comme nous l'avons vu précédemment, les prothèses des patients étaient pesées. Ceci nous permet de valider le modèle de détermination de la masse de la prothèse. Pour les 8 patients considérés, les masses des prothèses mesurées sont comprises entre 2.7 et 5.6 kg. Les erreurs sur la masse de la prothèse sont comprises entre 0.1 et 1.7 kg. Cette erreur est inférieure à 500g sauf pour deux amputés. Le premier sujet porte un genou hydracadence. Ce genou est en réalité un ensemble genou cheville, ainsi la masse du genou 1755 g contient celle du tibia. Comme nous avons appliqué le même modèle à ce patient que pour les autres patients, la masse de sa prothèse est surestimée (erreur 0.8 kg pour une masse de 4.9kg). Le second patient est équipé d'un amortisseur de choc que nous n'avons pas pris en compte dans notre calcul. La masse est sous estimée de 1.7 kg pour une prothèse de 5.6 kg. Même si l'amortisseur ne représente pas toute la masse manquante, sa prise en compte permettrait de diminuer l'erreur. Finalement, la moyenne de l'erreur commise en utilisant notre modèle est 0.1 kg avec un écart type de 0.7 kg.

Pour la masse totale, on obtient des écarts entre la mesure et le modèle variant de 1 à 13% de la masse du sujet.

#### **3.2.2 Efforts calculés et mesurés**

La Figure 38 compare la résultante des efforts extérieurs suivant les trois axes obtenue par le calcul d'une part et par la mesure d'autre part pour le groupe MI (moyennes).



**Figure 38 : Comparaison de la résultante des efforts extérieurs exprimée suivant les trois axes du repère de référence obtenue par le calcul en pointillé et par la mesure en trait plein en moyenne pour le groupe MI**

Pour les 8 patients, les erreurs sur les pics d'efforts ont été calculées. Le Tableau 50 donne les résultats de cette comparaison. Pour l'effort vertical, les pics sont sous-estimés mais les écarts restent limités par rapport aux valeurs moyennes. L'abscisse du pic d'effort maximal est déterminée avec une bonne précision alors que celles des deux minima sont obtenus moins précisément. Ceci est dû à la forme de la courbe (oscillant autour d'une valeur moyenne).

Pour l'effort longitudinal, on remarque dans l'effort maximal pour le groupe MP est surestimé (pour 4 sujets cette surestimation est inférieure à 7% du poids du corps alors que pour un des sujets elle est de 12% du poids du corps). Pour le groupe MI, un seul sujet présente une surestimation du maximum de 12% pour les autres, l'erreur est inférieure à 3.5%. Pour le minimum, l'effort est surestimé également pour les sujets du groupe MP avec un écart inférieur à 6% pour tous les sujets. Pour le groupe MI, l'erreur reste également inférieure à 5.5%. Pour les abscisses, on observe une erreur importante pour un seul sujet (due à des oscillations provenant de la dérivation et une erreur dans la détection automatique du maximum).

L'effort transversal est d'amplitude très faible c'est pourquoi nous n'avons pas réalisé d'analyse quantitative sur cette composante.

**Tableau 50 : Moyenne et écart type des différences entre les pics d'efforts mesurés et calculés pour le groupe d'amputés fémoraux**

		moyenne des différences	écart type des différences	valeur moyenne (écart type sur le groupe)
maximum d'effort longitudinal groupe MI	% poids	2.3	6.6	17 (3.2)
	n° acquisition (1/50s)	-0.9	1.5	
maximum d'effort longitudinal groupe MP	% poids	5.8	3.9	9.7 (1.0)
	n° acquisition (1/50s)	0.7	0.5	
minimum d'effort longitudinal groupe MI	% poids	-2.6	2.5	-9.8 (3.7)
	n° acquisition (1/50s)	1.3	1.5	
minimum d'effort longitudinal groupe MP	% poids	-2.3	3.7	-14.4 (1.6)
	n° acquisition (1/50s)	0.7	0.5	
maximum d'effort vertical	% poids	-4.8	4.9	132.4 (11.6)
	n° acquisition (1/50s)	0.6	0.6	
premier minimum d'effort vertical	% poids	-3.6	4.0	85.6 (6.1)
	n° acquisition (1/50s)	2.0	2.5	
deuxième minimum d'effort vertical	% poids	-2.9	3.7	85.3 (4.1)
	n° acquisition (1/50s)	2.2	3.9	

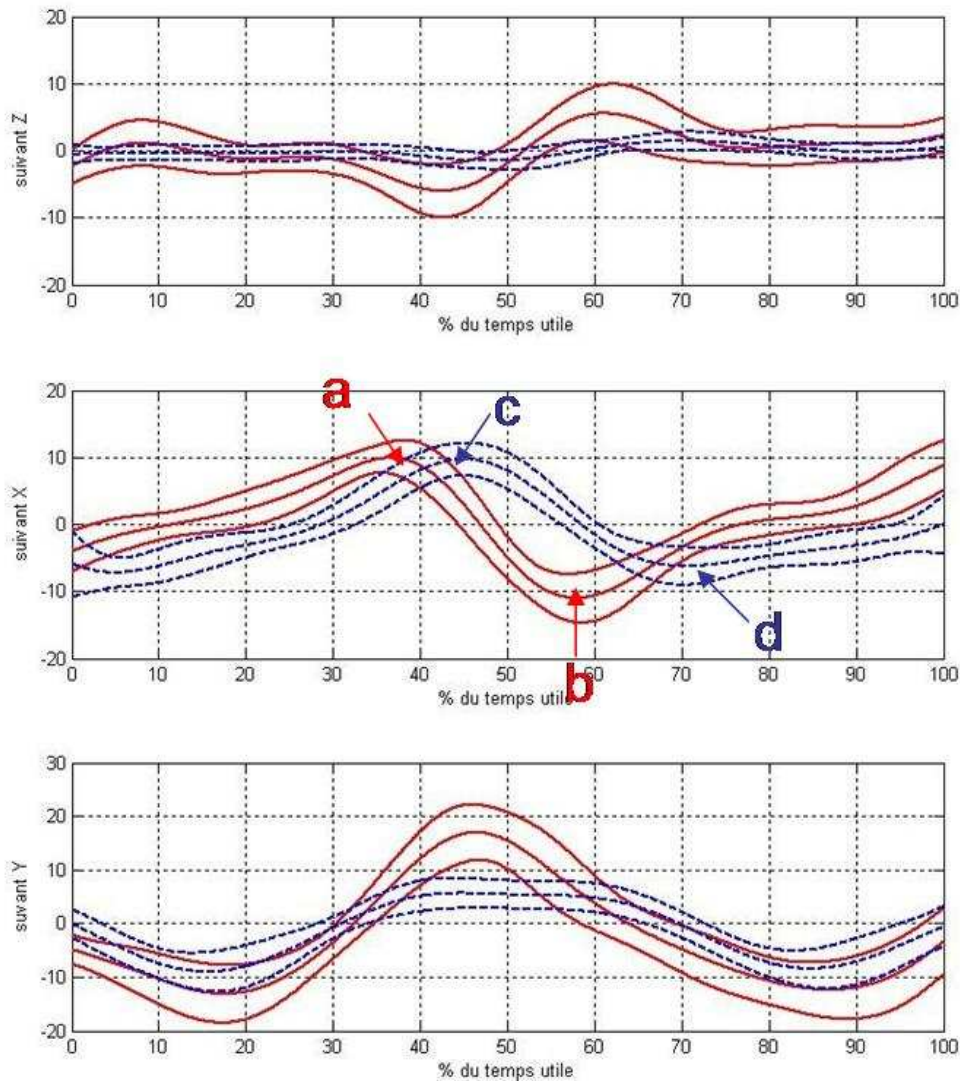
Le modèle a tendance à provoquer une surestimation de l'effort longitudinal, ce qui s'observe chez l'amputé et chez le sujet sain (moyenne de l'erreur sur le pic de propulsion : 2.3% du poids du corps écart type 3.1% du poids du corps). Cependant, malgré ces écarts, les différences entre groupe restent suffisamment marquées pour permettre la comparaison.

### 3.2.3 Etude de la contribution des différents segments

- Tronc et membre inférieurs

Pour les sujets sains, la Figure 39 représente la contribution dynamique moyenne (+/- un écart type) du tronc et des membres inférieurs à l'effort total sur l'intervalle de temps utile. La somme de ces deux contributions représentent quasiment tout l'effort extérieur.



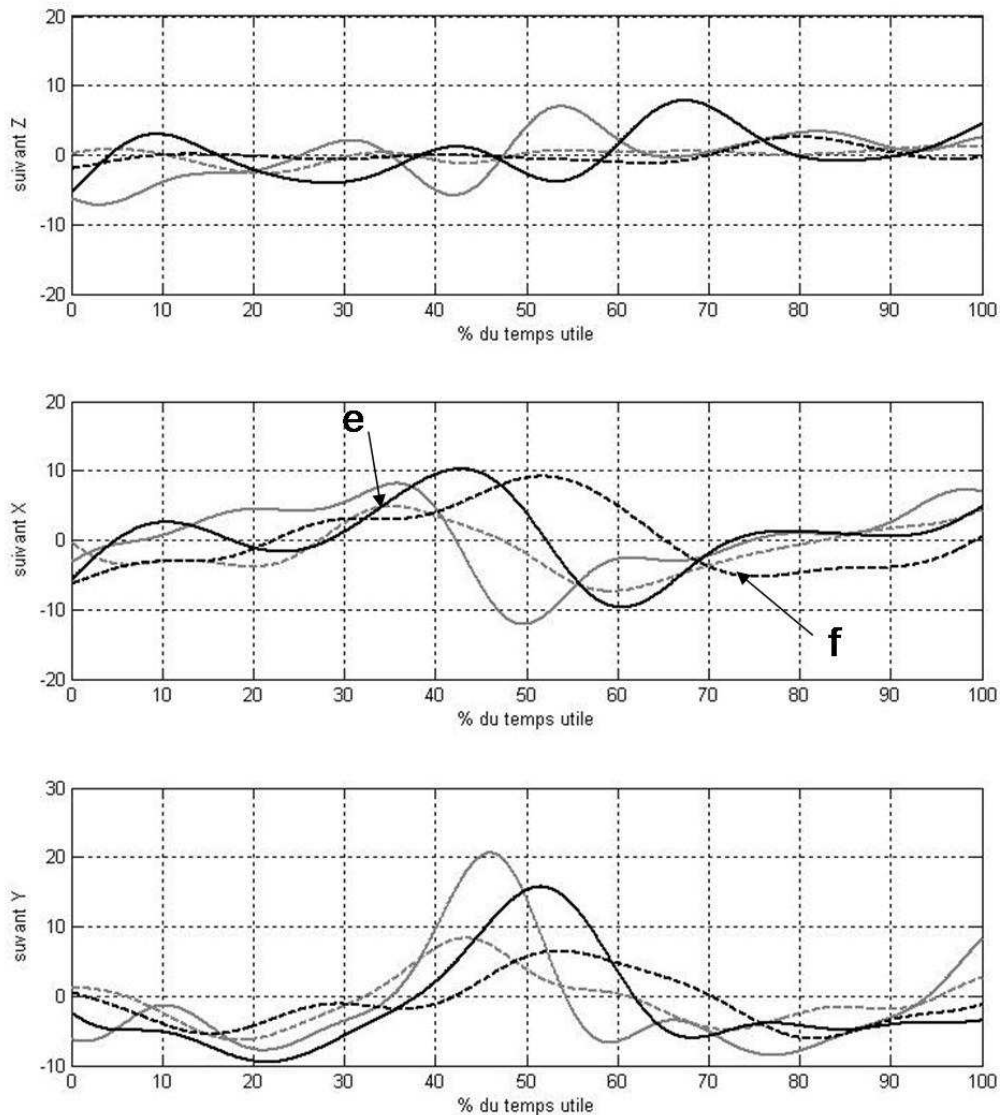


**Figure 39 : Contributions dynamiques moyennes (+/- un écart type) du tronc en trait plein et des membres inférieurs en pointillé chez le sujet sain en % du poids du corps**

Suivant l'axe antéropostérieur, au cours de la phase d'appui, l'accélération antérieure du centre de gravité du tronc augmente jusqu'à la fin de l'appui monopodal (a) (progression rapide du tronc vers l'avant, basculement au dessus du membre inférieur en contact avec le sol) contribuant pour 10% du poids du corps à l'effort longitudinal exercé par les pieds sur le sol. Les membres inférieurs accélèrent, également, dans la deuxième partie de la phase d'appui monopodal (c) (flexion rapide de la cuisse pour déclencher la phase oscillante). La contribution des membres inférieurs est de l'ordre 10% du poids du corps également. Pendant le double appui, l'accélération du centre de gravité du tronc diminue et devient négative. Le tronc décélère jusqu'à ce que le premier membre inférieur ait quitté le sol, induisant un effort postérieur du sol sur le pied d'environ 10% du poids du corps (b). Puis l'accélération augmente de nouveau. Dans le même temps, les membres inférieurs décélèrent pour atteindre une accélération négative lorsque le premier membre inférieur quitte le sol (contribution de l'ordre de 5%) (d). Ils continuent à décélérer jusqu'à la fin de la mise en charge avant de reprendre un nouveau cycle.

Les accélérations verticales du tronc et des membres inférieurs sont en phase. La valeur maximale de la surcharge, due à une accélération du tronc et des membres inférieurs, est atteinte lors de la prise d'appui du membre controlatéral. Cette surcharge de l'ordre de 20% est répartie en 15% due au tronc et 5% due aux membres inférieurs. Les deux décharges (environ 20% du poids du corps) pendant les phases d'appui monopodales sont dues à une accélération négative du tronc et des membres inférieures (10% chacun).

Pour les amputés fémoraux, la Figure 42 montre les contributions du tronc et des membres inférieurs à l'effort total pour les deux groupes de patients. Pour améliorer la lisibilité du graphe, seules les moyennes ont été tracées. En ce qui concerne les accélérations du centre de gravité du tronc, on n'observe pas de différences majeures pour la composante longitudinale. Seul le timing est modifié du fait de la phase d'appui allongée du côté sain. Par contre, l'effort longitudinal provoqué par l'accélération des membres inférieurs est complètement différent (courbes pointillées). Lors de la prise d'appui du côté sain l'accélération antérieure des membres inférieurs est beaucoup plus faible que chez le sujet sain (5% du poids du corps contre 10%). Cette faible accélération des membres inférieurs induit un effort de propulsion faible sur le membre prothétique. De même lors de l'appui sur le membre prothétique, l'accélération postérieure des membres inférieurs après le décollage du pied sain est un peu réduite mais dans une moindre mesure (moins de 5% d'écart).

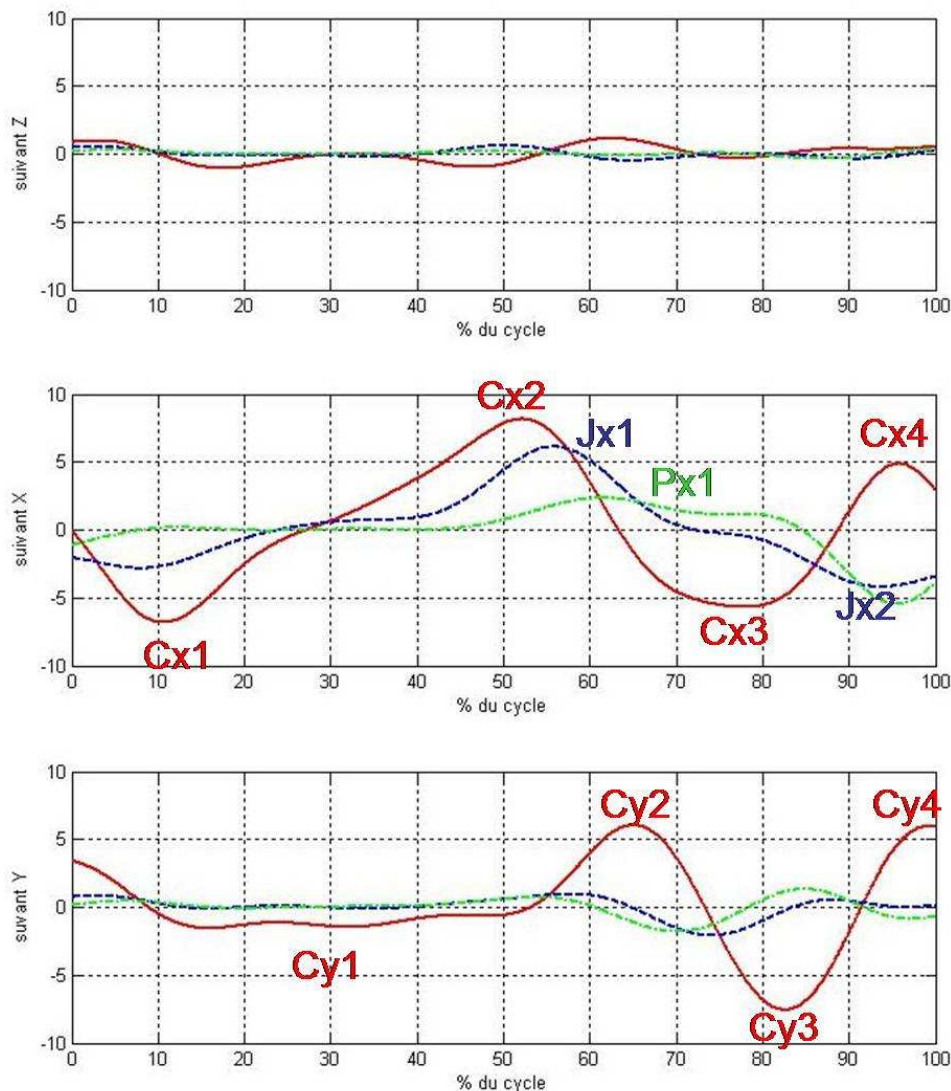


**Figure 40 : Contributions dynamiques moyennes du tronc en trait plein et des membres inférieurs en pointillé pour le groupe MP en gris et le groupe MI en noir en % du poids du corps**

Pour l'effort vertical, les deux profils d'accélération (tronc et membres inférieurs) sont modifiés. Les pics d'accélération verticale sont atteints simultanément. Le tronc et les membres inférieurs participent à la surcharge plus importante lors de l'appui sur le membre intact (groupe MP) avec une contribution de 20% contre 15% du poids du corps lors de l'appui sur le membre prothétique (groupe MI).

- Segments du membre inférieur

Pour mieux comprendre le rôle de chaque membre inférieur, nous avons tracé les courbes des efforts dus aux accélérations de la cuisse, de la jambe et du pied pour chaque membre inférieur. Chez le sujet sain, les courbes à droite et à gauche sont superposables. Nous avons donc tracé sur la Figure 41, la contribution des segments du membre inférieur droit uniquement pour un cycle de marche.



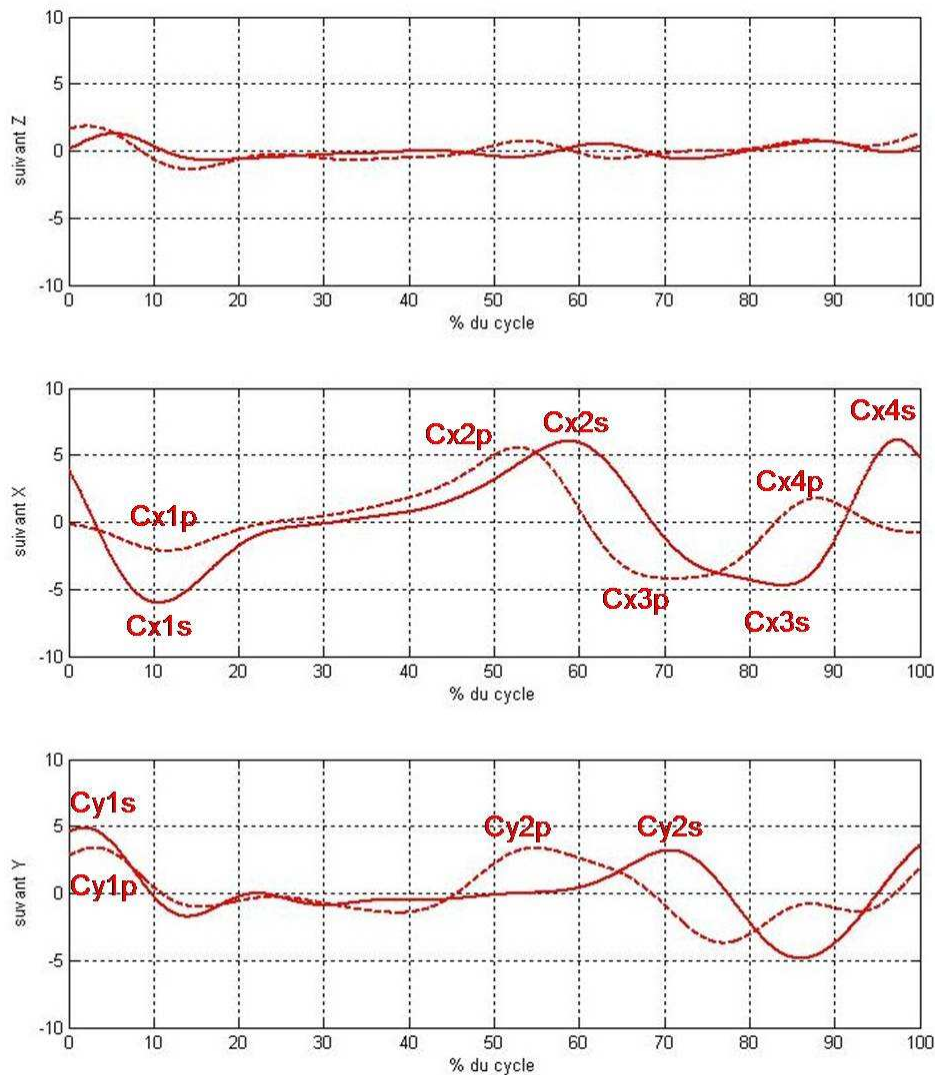
**Figure 41 : Contributions dynamiques moyennes de la cuisse (trait plein), de la jambe (trait pointillé) et du pied (trait mixte) en % du poids du corps chez le sujet sain sur un cycle de marche**

Sur l'axe antéropostérieur, la cuisse, du membre en appui monopodal, est d'abord décélérée (mise en charge et flexion du genou) puis accélérée en fin d'appui monopodal pour préparer la phase oscillante (Cx2). Cette accélération entraîne l'accélération du tibia (Jx1), puis du pied (Px1) une fois le décollement réalisé. Pendant la phase oscillante, la cuisse est d'abord décélérée (Cx3) puis accélérée juste avant l'appui (Cx4). La jambe est, quand à elle, accélérée en fin d'appui (Jx1) puis décélérée en fin de phase oscillante (Jx2) pour permettre un appui stable.

Pour l'effort vertical, les principales contributions proviennent des cuisses. La décharge d'effort au cours de l'appui monopodal est due à une accélération négative (vers le bas) de la cuisse oscillante en milieu de phase oscillante (Cy3) (destinée à stopper la cuisse pour faciliter le mouvement pendulaire du tibia). L'effort induit par cette décélération représente 7% du poids du corps. Au cours de l'appui monopodal, l'accélération de la cuisse est très faible (Cy1). La surcharge due aux membres inférieurs s'explique par une accélération verticale ascendante (5% du poids du corps) de la cuisse au début de la

phase oscillante (Cy2) (décollement du pied et passage du pas) associée à une accélération ascendante de l'autre cuisse en tout début d'appui (Cy4).

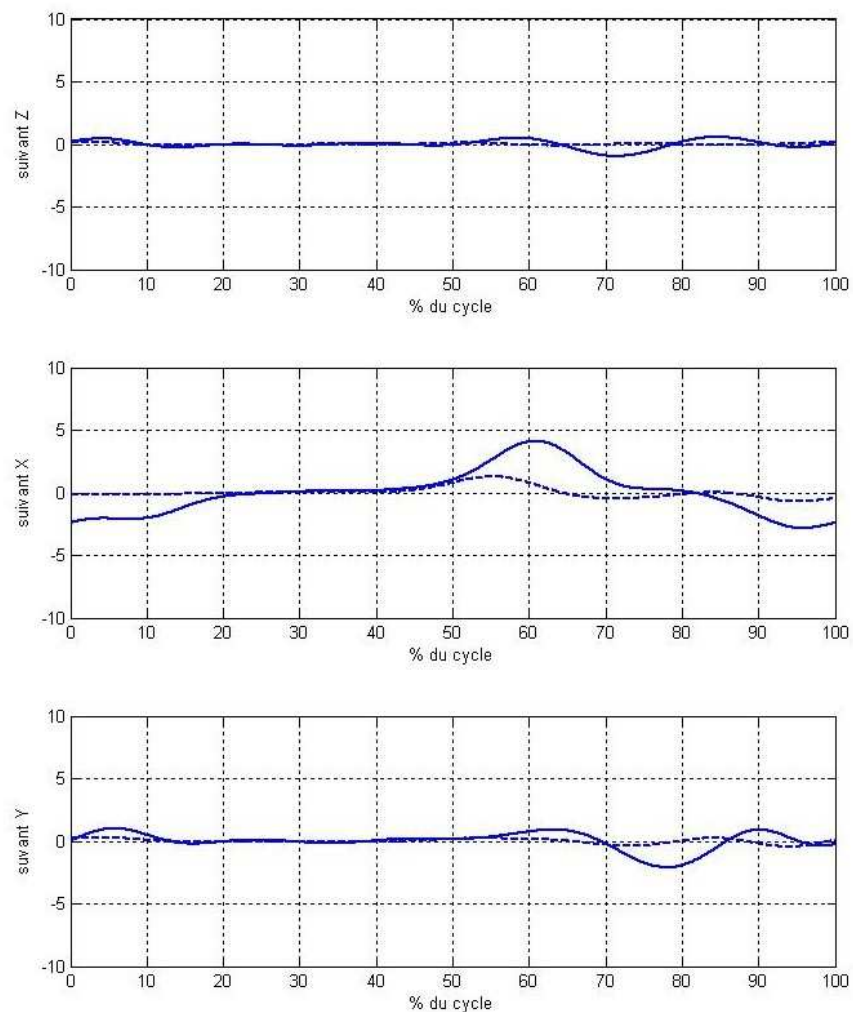
Pour les amputés, nous avons tracé les contributions des segments cuisse et jambe pour chaque membre inférieur. En effet, contrairement aux sujets sains ces contributions ne sont pas symétriques. Pour pouvoir les comparer, les courbes sont tracées sur un cycle de marche de chaque membre inférieur. Les accélérations de la cuisse sont modifiées surtout pour la cuisse prothétique (Figure 42).



**Figure 42 : Contributions moyennes de la cuisse saine (en trait plein) et appareillée (en pointillé) à l'effort total exprimé en % du poids du corps au cours du cycle de marche**

Pour les efforts longitudinaux, on observe du côté sain une plus longue phase d'accélération nulle au cours de l'appui due à l'allongement de la phase d'appui. L'accélération antérieure de la cuisse débute plus tard et la valeur maximale atteinte est plus faible (Cx2s). Pour la cuisse prothétique en début d'appui, l'accélération vers l'arrière est réduite (Cx1p), ce qui s'explique par l'absence d'amortissement par une flexion du genou. L'accélération maximale antérieure, atteinte en fin d'appui, est plus faible que pour les sujets asymptotiques (Cx2p) (5% du poids du corps contre 8%). De plus, l'accélération postérieure

simultanée de la cuisse controlatérale en début d'appui (Cx1s) implique une contribution totale antérieure des membres inférieurs très faible pendant cette phase de double appui (ce qui a été observé précédemment). Au cours de la phase oscillante, la décélération maximale de la cuisse est plus faible (Cx3p) car elle est de nouveau accélérée plus tôt pour garantir l'extension complète de la jambe bien avant l'attaque du pas. De ce fait, on observe une oscillation (correspondant à une nouvelle accélération vers 90% du cycle) destinée à prépositionner le membre inférieur pour un nouvel appui (Cx4p).



**Figure 43 : Contributions moyennes de la jambe saine (en trait plein) et prothétique (en pointillé) à l'effort total exprimé en % du poids du corps au cours du cycle de marche**

Pour les efforts verticaux, les accélérations ascendantes en début d'appui sont réduites pour les deux cuisses (Cy1p et Cy1s). Les accélérations ascendantes et descendantes pendant la phase oscillante sont inférieures à 5% du poids du corps pour chacune des cuisses. Ceci explique que les variations dynamiques de décharge soient plus faibles pour les sujets amputés. Par contre, le pic de surcharge totale est supérieur car le timing d'apparition des pics d'accélération ascendantes est différent de ceux du sujet sain. En effet, il faut garder en tête que les contributions de chaque membre inférieur sont décalées dans le temps. Si on étudie les contributions en fonction du temps et non plus du cycle de marche on trouve que, chez l'amputé,

le timing induit une addition des accélérations ascendantes que l'on observe pas chez le sujet sain. Les maxima d'accélérations ascendantes (Cy2s et Cy2p) sont atteints dès la fin de l'appui ce qui induit leur coïncidence avec les maxima observés en début d'appui pour le côté controlatéral (Cy1p et Cy1s respectivement).

Les différences au niveau de la jambe (Figure 43) sont dues principalement à la faible masse du segment jambier prothétique. Ainsi, les efforts, dus à l'accélération du tibia prothétique, sont limités 1% du poids du corps en longitudinal et moins de 0.5% du poids du corps en vertical alors que, pour le tibia sain, ils atteignent 4% en longitudinal et 2% en vertical. Cette différence participe à la dissymétrie observée entre les deux membres inférieurs. Au contraire les contributions des pieds sont symétriques et de l'ordre de grandeur de celles des sujets sains (2% du poids du corps en longitudinal et en vertical).

## **4 Discussion**

Le modèle proposé dans ce chapitre est un modèle très simple puisqu'il ne prend en compte que 8 solides et utilise une vingtaine de mesures anthropométriques pour adapter le modèle à chaque individu. Malgré cette simplicité et donc sa rapidité de mise en œuvre, son utilisation pour comprendre les effets dynamiques des différents segments lors de la marche de l'amputé fémoral a permis de dégager les caractéristiques de ces patients.

La comparaison des efforts globaux exercés par les amputés fémoraux et par les sujets sains montre qu'il existe des disparités entre ces deux groupes. Notamment, les amputés présentent une asymétrie dans le chargement de leurs deux membres inférieurs déjà rapportée par Van der Linden (van der Linden et al. 1999). Notamment, l'effort de propulsion sur le membre prothétique est nettement diminué. De plus, le profil de l'effort vertical est aplati surtout du côté prothétique contrairement au schéma en double bosse caractéristique des sujets sains. On observe une surcharge globale plus importante lors de l'appui sur le côté sain. De façon générale, la surcharge est plus importante mais plus brève lors des prises d'appui chez le sujet amputé.

La validation du modèle a été réalisée en deux temps. La comparaison de la masse de la prothèse calculée et mesurée permet de voir que les erreurs de modélisation n'entraînent pas d'erreur sur la masse de plus de 30%. Ce qui constitue l'intervalle d'erreur mis en évidence pour les modélisations du membre intact (Pearsall and Costigan 1999). Les erreurs sur la masse totale proviennent du modèle très simple adopté pour le tronc (un seul cylindre elliptique) et des densités utilisées (qui ont été obtenues par Dempster sur une population de 8 cadavres et ne tiennent pas compte des différentes morphologies des sujets).

De plus, les différences entre les pics d'efforts calculées et mesurées sont de l'ordre de grandeur de celles publiées par Kingma (Kingma et al. 1996) pour un modèle 3D du sujet sain. L'analyse visuelle des courbes montre, en outre, que le modèle permet de restituer les décalages temporels, induits chez l'amputé

par l'allongement de la phase d'appui sur le membre sain. En moyenne, les résultats du modèle sont satisfaisants en terme de détermination des pics d'effort. Seuls deux patients présentent des erreurs importantes sur l'un des pics d'effort longitudinal (12% du poids du corps).

Enfin, la comparaison des contributions des différentes parties du corps chez le sujet amputé comparé au sujet sain permet de comprendre l'origine des différences observées sur l'effort global. Les répartitions d'effort provenant de la dynamique des différents segments sont équivalentes à celles présentées par Gillet (Gillet et al. 2003) pour notre groupe de sujets sains. L'accélération du centre de gravité du tronc est la principale source de variation de l'effort vertical et longitudinal. Ceci est dû à la masse importante du tronc. Les membres inférieurs participent également pour une part importante à l'effort antéropostérieur.

Les principales sources de différence pour l'effort antéropostérieur entre les deux groupes de sujet sont :

- L'absence de flexion du genou prothétique qui limite l'accélération postérieure de la cuisse au début de l'appui
- La diminution de l'accélération antérieure de la cuisse appareillée en fin d'appui qui peut être due à deux facteurs : l'atrophie des muscles fléchisseurs de cuisse observée par Jaegers (Jaegers et al. 1995) ou une trop grande rigidité du pied prothétique, qui interdit le troisième roulement sur l'avant pied en fin d'appui et limite l'accélération antérieure de la cuisse
- L'accélération antérieure précoce de la cuisse appareillée au milieu de la phase oscillante destinée à assurer une extension précoce de la jambe pour garantir un bon positionnement du membre inférieur pendant l'appui
- La masse très faible du segment jambier prothétique qui induit des efforts plus faibles que le segment jambier sain et donc une asymétrie

Pour l'effort vertical, les accélérations descendantes sont plus faibles impliquant moins d'effet dynamique lors de l'appui monopodal. Le timing différent entre les deux membres inférieurs implique la simultanéité des deux pics d'effort vertical du côté sain et du côté prothétique. Par conséquent, le pic d'effort est plus abrupt et plus court. L'accélération du centre de gravité du tronc entraîné par les membres inférieurs présente également ce profil et particulièrement lors de la prise d'appui du côté intact.

Les simulations faites avec notre modèle ne nous permettent pas de déduire la part de l'action mécanique transitant dans chaque membre inférieur pendant l'appui bipodal. Une modélisation du transfert de charge permettrait de répartir l'effort total sur chacun des membres inférieurs. Notre modèle nous permet de tirer des caractéristiques de la dynamique des amputés fémoraux mais il reste limité par sa simplicité. Un modèle plus complet prenant en compte les bras notamment et une validation des caractéristiques inertielles complètes de la prothèse permettraient de calculer les couples exercés sur le sol



et d'analyser finement le comportement de différents éléments de prothèse et les répercussions de la dynamique de chaque segment.

Ces premiers résultats permettent cependant de mieux comprendre les mécanismes qui induisent les modifications d'efforts au sol enregistrés lors de la marche et peuvent servir de piste pour une rééducation adaptée à chaque patient. Les perspectives de ce type de modèle sont donc multiples et son amélioration permettra d'approfondir la compréhension de la biomécanique de la marche chez les amputés de membre inférieur.

---

## *Conclusion générale et perspectives*

---

La première partie de ce travail de thèse avait pour objectif la mise en place d'un protocole validé d'analyse de la marche utilisable pour des sujets amputés et la collecte d'une base de données de référence.

Le protocole proposé est original puisqu'il permet l'analyse du corps entier sur le plan cinématique et dynamique. Il est conçu pour être pratiqué lors du suivi clinique du patient. L'intégralité du protocole (accueil, examen clinique, questionnaires, mesures anthropométriques, analyse de la marche) est réalisable en 45 minutes. Cette durée est raisonnable pour une utilisation en routine clinique. Le protocole permet d'accéder à la cinématique de l'avant pied et au mouvement du tronc. Les incertitudes liées à l'analyse cinématique ont été évaluées de façon quantitative. Ces données nous permettent de connaître précisément les intervalles de confiance liés aux valeurs quantitatives obtenues. La base de données collectée comporte 55 sujets asymptomatiques d'âges variés (19-61 ans). La comparaison avec la littérature montre que nos données sont similaires avec celles des autres études. Cependant, notre base de données est l'une des plus grandes de la littérature portant sur l'ensemble des articulations du corps. Les corridors établis sont des indicateurs précieux pour analyser les anomalies de la marche chez les patients.

La deuxième partie du travail était consacrée aux amputés fémoraux. Le protocole décrit dans la première partie a permis l'analyse des pieds prothétiques. La cinématique des pieds a pu être quantifiée au cours de la marche ainsi que les efforts de réaction du sol sur le pied par les patients. Les conclusions de cette étude sont que les pieds prothétiques à restitution d'énergie apportent des améliorations sur la marche dues notamment aux propriétés des matériaux qui les composent. La deuxième étude sur les mouvements du haut du corps a montré que les schémas de mouvement du tronc et du bassin sont fortement perturbés chez l'amputé de cuisse alors que ces segments ne sont pas directement lésés. Ces différences font donc partie des compensations qui sont mises en œuvre par le sujet handicapé pour maintenir une locomotion efficace malgré les pertes fonctionnelles dues à son amputation. L'analyse des efforts et des couples au sol nous a amenés à envisager une étude dynamique de la marche. Un premier modèle a démontré l'intérêt de telles études. En effet, l'analyse dynamique révèle des différences importantes au niveau des accélérations des différents segments du corps au cours de la marche de l'amputé fémoral. L'analyse fine de ces données peut être précieuse pour identifier l'origine des modifications de la résultante des efforts au cours de la marche.

Malgré ces résultats, certaines limites demeurent. Nous avons vu qu'un travail supplémentaire sur le protocole permettrait de diminuer les incertitudes sur les résultats. Notamment, les axes d'amélioration portent sur le repérage des points anatomiques et l'optimisation des ancillaires. Pour le premier point, une perspective est le couplage d'un moyen d'imagerie avec l'analyse de la marche. Le laboratoire dispose d'un système d'imagerie basse dose, appelé EOS® développé en collaboration avec la société Biospace et le Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie de Montréal. Une première étude conduite sur des patients, porteurs de prothèse interne de genou, a montré la faisabilité de ce couplage et les améliorations apportées

en terme de précision. L'optimisation du maintien en position de l'ancillaire permettrait de diminuer les incertitudes liées aux mouvements de la peau sur les structures osseuses. Sur le plan de l'analyse dynamique, une évaluation plus complète du modèle permettrait de valider celui-ci. Là encore l'imagerie permettrait d'améliorer le calcul des paramètres d'inertie segmentaires pour les parties saines. Pour le membre prothétique, des mesures plus nombreuses devront être menées pour valider complètement le modèle mis en place.

Les perspectives de cette thèse sont nombreuses. Sur le plan des outils développés, le protocole proposé dans cette thèse peut être adapté à de nombreuses autres pathologies. Que ce soit pour des sujets souffrant de troubles neurologiques, ou pour des patients atteints de pathologies nécessitant un traitement chirurgical ou orthopédique, les données de l'analyse de la marche peuvent aider à comprendre et à quantifier les troubles mais également les améliorations au cours du suivi. Le principal point fort de notre protocole est la possibilité d'analyser l'ensemble du corps sur le plan cinématique et dynamique. De plus, des outils informatiques permettant un traitement rapide des données ont été développés. Le transfert de ces outils à des utilisateurs non spécialistes peut être envisagé.

Concernant les amputés, l'amélioration du modèle dynamique devrait permettre d'approfondir la compréhension des anomalies du schéma de marche et du torseur d'actions mécaniques appliqué sur le sol. Un couplage avec une analyse électromyographique permettrait de lier les données dynamiques avec l'activité des muscles et d'identifier les origines des défauts.

L'ensemble des outils mis en place peut permettre de proposer des comparaisons objectives de matériels prothétiques. Au cours de cette thèse, une comparaison du genou hydracadence® proposé par Protéor avec d'autres genoux du marché a permis de montrer les points forts de ce matériel. Cette étude a fait l'objet d'une communication à l'ISB en 2006. L'utilisation de modèle dynamique pourrait permettre à terme d'intervenir en amont dans la conception des composants pour atteindre des objectifs fonctionnels spécifiés. Ce thème de recherche fera l'objet d'une thèse débutant en novembre 2006 en partenariat avec la société Protéor.

Finalement, ce travail fait ressortir la pertinence des outils d'analyse quantitative de la marche pour l'évaluation des patients amputés. Cependant, il faut garder en mémoire que ces évaluations s'inscrivent dans une démarche globale de soin au cours de laquelle les autres aspects de la réadaptation de l'amputé ne doivent pas être négligés et nécessitent donc une collaboration étroite avec les cliniciens.

## Bibliographie

- Alexander, E.J., Hurwitz, D.E. and Andriacchi, T.P. (1997). "23 Effect of synchronization error between force and position data in moment calculations." *Gait & Posture* **5**(2): 177.
- Allard, P., Lachance, R., Aissaoui, R. and Duhaime, M. (1996). "Simultaneous bilateral 3-D able-bodied gait." *Human Movement Science* **15**: 327-346.
- Alonso, F.J., Castillo, J.M.D. and Pintado, P. (2005). "Application of singular spectrum analysis to the smoothing of raw kinematic signals." *Journal of Biomechanics* **38**(5): 1085-1092.
- Apkarian, J., Naumann, S. and Cairns, B. (1989). "A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb." *J Biomech* **22**(2): 143-55.
- Arya, A.P., Lees, A., Nirula, H.C. and Klenerman, L. (1995). "A biomechanical comparison of the SACH, Seattle and Jaipur feet using ground reaction forces." *Prosthet Orthot Int* **19**(1): 37-45.
- Baker, R. (2001). "Pelvic angles: a mathematically rigorous definition which is consistent with a conventional clinical understanding of the terms." *Gait Posture* **13**(1): 1-6.
- Bardot, A., Anrigo-Peyron, C. and Houradou, W. Traitement chirurgical des moignons défectueux. *Appareillage des membres inférieurs*. Springer-Verlag: 61-64.
- Barrault, J.J., Nabitz, C., Vidal, F., Godebout, J. and Ster, J.e.F. Place et technique de rééducation chez l'amputé. *Appareillage des membres inférieurs*. Springer-Verlag: 104-111.
- Bartonek, A., Saraste, H., Eriksson, M., Knutson, L. and Cresswell, A.G. (2002). "Upper body movement during walking in children with lumbo-sacral myelomeningocele." *Gait & Posture* **15**: 120-129.
- Baudoin, A., Skalli, W. and Mitton, D. (2006). *An accurate pelvis axis system using a low dose X ray system*. CAOS, Montréal.
- Benedetti, M., Catani, F., Leardini, A., Pignotti, E. and Giannini, S. (1998). "Data management in gait analysis for clinical applications." *Clinical Biomechanics* **13**(3): 204-215.
- Bergmann, G., Graichen, F. and Rohlmann, A. (1993). "Hip joint loading during walking and running, measured in two patients." *Journal of Biomechanics* **26**(8): 969-990.
- Besier, T.F., Sturmeiks, 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." *Journal of Biomechanics* **36**(8): 1159-1168.
- Blumentritt, S., Scherer, H.W., Michael, J.W. and Schmalz, T. (1998). "Transfemoral Amputees Walking on a Rotary Hydraulic Prosthetic Knee Mechanism: A Preliminary Report." *Journal of Prosthetics and Orthotics* **10**: 61-70.
- Bobbert, M.F. and Schamhardt, H.C. (1990). "Accuracy of determining the point of force application with piezoelectric force plates." *Journal of Biomechanics* **23**(7): 705-710.
- Bobbert, M.F., Schamhardt, H.C. and Nigg, B.M. (1991). "Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data." *J Biomech* **24**(12): 1095-105.
- Boccardi, S., Pedotti, A., Rodano, R. and Santambrogio, G.C. (1981). "Evaluation of muscular movements at the lower limb joints by an on-line processing of kinematic data and ground reaction." *J Biomech* **14**(1): 35-45.
- Bonnel, F. and Lamoudi, L. Amputations de cuisse. *Appareillage des membres inférieurs*. Springer-Verlag: 47-52.
- Bonnet, X., Goujon, H., Michelutti, P., Lansade, C., Fodé, P. and Lavaste, F. (2006). "Foot and ankle behaviour during normal gait." *ITBM-RBM* **27**(2): 67-73.
- Boonstra, A.M., Schrama, J., Fidler, V. and Eisma, W.H. (1994). "The gait of unilateral transfemoral amputees." *Scand J Rehabil Med* **26**(4): 217-23.
- Boonstra, A.M., Schrama, J.M., Eisma, W.H., Hof, A.L. and Fidler, V. (1996). "Gait analysis of transfemoral amputee patients using prostheses with two different knee joints." *Arch Phys Med Rehabil* **77**(5): 515-20.
- Bresler, B. and Frankel, J.P. (1950). "The forces and moments in the leg during level walking." *Transactions of the ASME*(January): 27-36.
- Burgess-Limerick, R., Abernethy, B. and Neal, R.J. (1993). "Relative phase quantifies interjoint coordination." *J Biomech* **26**(1): 91-94.
- Callaghan, J.P., Patla, A.E. and McGill, S.M. (1999). "Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking." *Clinical Biomechanics* **14**(3): 203-216.
- Cappello, A., Cappozzo, A., La Palombara, P.F., Lucchetti, L. and Leardini, A. (1997). "Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation." *Human Movement Science* **16**(2-3): 259-274.
- Cappozzo, A. (1983). "The forces and couples in the human trunk during level walking." *Journal of Biomechanics* **16**(4): 265-277.
- Cappozzo, A. (1984). "Gait analysis methodology." *Human movement science* **3**: 27-50.
- 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." *Clinical Biomechanics* **10**(4): 171-178.
- Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M. and Croce, U.D. (1996). "Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts." *Clinical Biomechanics* **11**(2): 90-100.
- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A. and Chiari, L. (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 1 : theoretical background." *Gait and Posture* **21**(186-196).
- Cappozzo, A., Figura, F., Gazzani, F., Leo, T. and Marchetti, M. (1982). "Angular displacements in the upper body of AK amputees during level walking." *Prosthetics and Orthotics International* **6**: 131-138.

- Chandler, C.E., Clauser, C.E., McConville, J.T., Reynolds, H.M. and Young, J.W. (1975). "Investigation of inertial properties of the human body." Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base Dayton, Ohio
- Chao, E.Y., Laughman, R.K., Schneider, E. and Stauffer, R.N. (1983). "Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking." *Journal of Biomechanics* **16**(3): 219-233.
- Cheng, C.K., Chen, H.H., Chen, C.S., Chen, C.L. and Chen, C.Y. (2000). "Segment inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* **15**(8): 559-66.
- Chèze, L. (2000). "Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based system data." *J. Biomech.* **33**: 1695-1699.
- Cheze, L., Fregly, B.J. and Dimnet, J. (1995). "A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data." *Journal of Biomechanics* **28**(7): 879-884.
- Chiari, L., Croce, U.D., Leardini, A. and Cappozzo, A. (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors." *Gait & Posture* **21**(2): 197-211.
- Chockalingam, N., Giakas, G. and Iossifidou, A. (2002). "Do strain gauge force platforms need in situ correction?" *Gait and Posture* **16**: 233-237.
- Clauser, C.E., McConville, J.T. and Young, J.W. (1969). "Weight, volume and center of mass of segments of the human body." Technical Report (TR-55-159). Wright-Patterson Air Force Base, OH
- Cortes, A., Viosca, E., Hoyos, J.V., Prat, J. and Sanchez-Lacuesta, J. (1997). "Optimisation of the prescription for trans-tibial (TT) amputees." *Prosthet Orthot Int* **21**(3): 168-74.
- Czerniecki, J. and Gitter, A. (1995). "Gait analysis in the amputee : Has it helped the amputated or contributed to the development of improved prosthetic components?" *Gait Posture* **4**: 258-268.
- De Almeida, F. and Sapin, E. (2005). "Etude technologique et clinique des genoux prothétiques et retentissement sur la marche de l'amputé fémoral." Rapport de Projet de Fin d'Etudes. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers Paris
- De Leva, P. (1996). "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters." *Journal of Biomechanics* **29**(9): 1223-1230.
- Della Croce, U., Camomilla, V., Leardini, A. and Cappozzo, A. (2003). "Femoral anatomical frame: assessment of various definitions." *Medical Engineering & Physics* **25**(5): 425-431.
- Della Croce, U. and Cappozzo, A. (2000). "A spot check for estimating stereophotogrammetric errors." *Medical and Biological Engineering and Computing* **38**(3): 260-266.
- Della Croce, U., Cappozzo, A. and Kerrigan, D.C. (1999). "Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles." *Medical and Biological Engineering and Computing* **37**(2): 155-161.
- 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): 226-237.
- Dempster, W. (1955). "Space requirements of the seated operator,." WADC Technical Report (TR-55-159). Wright-Patterson Air Force Base, OH
- Devlin, M., Sinclair, L.B., Colman, D., Parsons, J., Nizio, H. and Campbell, J.E. (2002). "Patient preference and gait efficiency in a geriatric population with transfemoral amputation using a free-swinging versus a locked prosthetic knee joint." *Arch Phys Med Rehabil* **83**(2): 246-9.
- Doriot, N. (2001). "Modélisation dynamique du membre inférieur pour l'estimation des forces articulaires et musculaires mises en jeu pendant la phase d'appui de la marche." Thèse. Université Claude Bernard-Lyon 1 Lyon
- Dujardin, F., Selva, O., Mejjad, O., Pasero, D., Piraux, J.L. and Thomine, J.M. (1995). "Variations intra et interindividuelles de la mobilité pelvienne au cours de la marche du sujet sain." *Revue de Chirurgie Othopédique* **81**: 592-600.
- Dumas, R., Aissaoui, R. and de Guise, J.A. (2004). "A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra." *Comput Methods Biomech Biomed Engin* **7**(3): 159-66.
- Dumas, R., Aissaoui, R., Mitton, D., Skalli, W. and de Guise, J.A. (2005). "Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography." *IEEE Trans Biomed Eng* **52**(10): 1756-63.
- Dumas, R., Nicol, E. and Cheze, L. (2006). *Influence of perturbed gait data on four 3D inverse dynamic methods*. 9th international symposium on the 3D analysis of human movement, Valenciennes, France, Human Movement Science.
- Dundass, C., Yao, G.Z. and Mechevske, C.K. (2003). "Initial biomechanical analysis and modeling of transfemoral amputee gait." *Prosthetic and Orthotic Science* **15**(1): 20-26.
- Durkin, J.L. and Dowling, J.J. (2003). "Analysis of body segment parameter differences between four human populations and the estimation errors of four popular mathematical models." *J Biomech Eng* **125**(4): 515-22.
- Ehara, Y., Beppu, M., Nomura, S., Kunimi, Y. and Takahashi, S. (1993). "Energy storing property of so-called energy-storing prosthetic feet." *Arch Phys Med Rehabil* **74**: 68-72.
- Ehara, Y., Fujimoto, H., Miyazaki, S., Mochimaru, M., Tanaka, S. and Yamamoto, S. (1997). "Comparison of the performance of 3D camera systems II." *Gait & Posture* **5**(3): 251-255.
- Ehara, Y., Fujimoto, H., Miyazaki, S., Tanaka, S. and Yamamoto, S. (1995). "Comparison of the performance of 3D camera systems." *Gait & Posture* **3**(3): 166-169.
- Eng, J.J. and Winter, D.A. (1995). "Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model?" *Journal of Biomechanics* **28**(6): 753-758.
- Evans, A.L., Duncan, G. and Gilchrist, W. (1991). "Recording accelerations in body movements." *Medical and Biological Engineering and Computing* **29**(1): 102-104.
- Fitzlaff, G. (2000). *Lower limb prosthetic components*.

- Ganjikia, S., Duval, N., Yahia, L.H. and De Guise, J. (2000). "Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study." *Knee* **7**(4): 221-231.
- Ganley, K.J. and Powers, C.M. (2004). "Determination of lower extremity anthropometric parameters using dual energy X-ray absorptiometry: the influence on net joint moments during gait." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* **19**(1): 50-6.
- Geil, M.D. (2001). "Energy loss and stiffness properties of dynamic elastic response prosthetic feet." *Journal of Prosthetics and Orthotics* **13**(3): 70.
- Geil, M.D. (2002). "An iterative method for viscoelastic modeling of prosthetic feet." *J Biomech* **35**(10): 1405-10.
- Gerber, H., Zihlmann, M., Foresti, M. and Stüssi, E. (2006). *Method to simultaneously measure 3D kinematic and kinetic data during normal level walking using KISTLER force plates, VICON System and video-fluoroscopy*. 9th international symposium on the 3D analysis of human movement, Valenciennes, France, Human Movement Science.
- Giakas, G. and Baltzopoulos, V. (1997). "A comparison of automatic filtering techniques applied to biomechanical walking data." *Journal of Biomechanics* **30**(8): 847-850.
- Giakas, G. and Baltzopoulos, V. (1997). "Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives." *J. Biomech.* **30**(8): 851-855.
- Giakas, G., Baltzopoulos, V. and Bartlett, R.M. (1997). "Improved extrapolation techniques in recursive digital filtering: a comparison of least squares and prediction." *Journal of Biomechanics* **31**(1): 87-91.
- Giakas, G., Stergioulas, L.K. and Vourdas, A. (2000). "Time-frequency analysis and filtering of kinematic signals with impacts using the Wigner function: accurate estimation of the second derivative." *Journal of Biomechanics* **33**(5): 567-574.
- Gillet, C., Duboy, J., Barbier, F., Armand, S., Jeddi, R., Lepoutre, F.X. and Allard, P. (2003). "Contribution of accelerated body masses to able-bodied gait." *Am J Phys Med Rehabil* **82**(2): 101-9.
- Gillet, C., Duboy, J., Barbier, F., Armand, S., Jeddi, R., Lepoutre, F.-X. and Allard, P. (2003). "Contribution of accelerated body masses to able-bodied gait." *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* **82**(2): 101-109.
- Gitter, A., Czerniecki, J.M. and DeGroot, D.M. (1991). "Biomechanical analysis of the influence of prosthetic feet on below-knee amputee walking." *Am J Phys Med Rehabil* **70**(3): 142-8.
- Golyandina, N. and Stepanov, D. (2005). "SSA-based approaches to analysis and forecast of multidimensional time series." *Proceedings of the fifth Workshop on Simulation*: 293-298.
- Gottschalk, F. (1999). "Transfemoral amputation Biomechanics and Surgery." *Clinical ORthopaedics and related resaerch* **361**: 15-22.
- Gottschalk, F. and Stills, M. (1994). "The biomechanics of transfemoral amputation." *Prosthetics and Orthotics International* **18**: 12-17.
- 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." *Prosthetics and Orthotics International in press*.
- Gregersen, C.S. and Hull, M.L. (2003). "Non-driving intersegmental knee moments in cycling computed using a model that includes three-dimensional kinematics of the shank/foot and the effect of simplifying assumptions." *J Biomech* **36**(6): 803-13.
- Good, E.S. and Suntay, W.J. (1983). "A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee." *J Biomech Eng* **105**(2): 136-44.
- Gueret, C. and Corté, A. (2005). "Analyse cinématique et cinétique 3D de la marche chez les sujets asymptotiques." Rapport de Projet de Fin d'Etudes.Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers Paris
- Hafner, B.J., Sanders, J.E., Czerniecki, J. and Ferguson, J. (2002). "Energy storage and return prostheses : does patient perception correlate with biomechanical analysis?" *Clinical Biomechanics* **17**: 325-344.
- Hagemester, 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." *Journal of Biomechanics* **38**(9): 1926-1931.
- Hall, M.G., Fleming, H.E., Dolan, M.J., Millbank, S.F.D. and Paul, J.P. (1996). "Static in situ calibration of force plates." *Journal of Biomechanics* **29**(5): 659.
- Hattori, T. (1998). "Body up-down acceleration in kinematic gait analysis in comparison with the vertical ground reaction force." *Biomed Mater Eng* **8**(3-4): 145-54.
- Hatze, H. (1980). "A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments." *J Biomech* **13**(10): 833-43.
- Heiss, D.G. and Pagnacco, G. (2002). "Effect of center of pressure and trunk center of mass optimization methods on the analysis of whole body lifting mechanics." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* **17**(2): 106-15.
- Henriksen, M., Lund, H., Moe-Nilssen, R., Bliddal, H. and Danneskiold-Samsøe, B. (2004). "Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis." *Gait & Posture* **19**(3): 288-297.
- Hinrichs, R.N. (1985). "Regression equations to predict segmental moments of inertia from anthropometric measurements: an extension of the data of Chandler et al. (1975)." *J Biomech* **18**(8): 621-4.
- Holden, J.P., Orsini, J.A., Siegel, K.L., Kepple, T.M., Gerber, L.H. and Stanhope, S.J. (1997). "Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait." *Gait & Posture* **5**(3): 217-227.
- Holden, J.P., Scott Selbie, W. and Stanhope, S.J. (2003). "A proposed test to support the clinical movement analysis laboratory accreditation process." *Gait and Posture* **17**: 205-213.
- Holden, J.P. and Stanhope, S.J. (1998). "The effect of variation in knee center location estimates on net knee joint moments." *Gait Posture* **7**(1): 1-6.
- Houck, J., Yack, H.J. and Cuddeford, T. (2004). "Validity and comparisons of tibiofemoral orientations and displacement using a femoral tracking device during early to mid stance of walking." *Gait & Posture* **19**(1): 76-84.
- Ismail, A.R. and Asfour, S.S. (1999). "Discrete wavelet transform: a tool in smoothing kinematic data." *Journal of Biomechanics* **32**(3): 317-321.

- Jaegers, S.M., Arendzen, J.H. and de Jongh, H.J. (1995). "Changes in hip muscles after above-knee amputation." *Clin Orthop Relat Res*(319): 276-84.
- Jaegers, S.M., Arendzen, J.H. and de Jongh, H.J. (1995). "Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study." *Arch Phys Med Rehabil* **76**(8): 736-43.
- Jaegers, S.M., Arendzen, J.H. and de Jongh, H.J. (1996). "An electromyographic study of the hip muscles of transfemoral amputees in walking." *Clin Orthop Relat Res*(328): 119-28.
- Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K. and Wootten, M.E. (1990). "Measurement of lower extremity kinematics during level walking." *J Orthop Res* **8**(3): 383-92.
- 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.
- Kavanagh, J.J., Barrett, R.S. and Morrison, S. (2004). "Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men." *Gait & Posture* **20**(3): 291-298.
- Kavanagh, J.J., Morrison, S., James, D.A. and Barrett, R. "Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system." *Journal of Biomechanics In Press, Corrected Proof*.
- Kingma, I., de Looze, M.P., Toussaint, H.M., Klijnsma, H.G. and Bruijnen, T.B.M. (1996). "Validation of a full body 3-D dynamic linked segment model." *Human Movement Science* **15**(6): 833-860.
- Kingma, I., Toussaint, H.M., Commissaris, D.A., Hoozemans, M.J. and Ober, M.J. (1995). "Optimizing the determination of the body center of mass." *J Biomech* **28**(9): 1137-42.
- Kingma, I., Toussaint, H.M., De Looze, M.P. and Van Dieën, J.H. (1996). "Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model." *Journal of Biomechanics* **29**(5): 693-704.
- Kiss, R.M., Kocsis, L. and Knoll, Z. (2004). "Joint kinematics and spatial-temporal parameters of gait measured by an ultrasound-based system." *Medical Engineering & Physics* **26**(7): 611-620.
- Koerhuis, C.L., Winters, J.C., van der Helm, F.C.T. and Hof, A.L. (2003). "Neck mobility measurement by means of the &lsquo;Flock of Birds&rsquo; electromagnetic tracking system." *Clinical Biomechanics* **18**(1): 14-18.
- Krabbe, B., Farkas, R. and Baumann, W. (1997). "Influence of inertia on intersegment moments of the lower extremity joints." *J Biomech* **30**(5): 517-9.
- Kubo, M., Holt, K.G., Saltzman, E. and Wagenaar, R.C. "Changes in axial stiffness of the trunk as a function of walking speed." *Journal of Biomechanics In Press, Corrected Proof*.
- LaFiandra, M., Holt, K.G., Wagenaar, R.C. and Obusek, J.P. (2002). "Transverse plane kinetics during treadmill walking with and without a load." *Clinical Biomechanics* **17**(2): 116-122.
- LaFiandra, M., Wagenaar, R.C., Holt, K.G. and Obusek, J.P. (2003). "How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters?" *Journal of Biomechanics* **36**(1): 87-95.
- Lafortune, M.A., Cavanagh, P.R., Sommer, H.J. and Kalenak, A. (1992). "Three-dimensional kinematics of the human knee during walking." *J. Biomech.* **25**(4): 347-357.
- Lagarde, M. and Pourchier, F. (2006). "Etude de la précision d'une plateforme de force." Rapport de Projet de Fin d'Etudes.Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers Paris
- Lanot, A. and Maury, T. (2006). "Analyse dynamique de la marche de l'amputé fémoral." Rapport de projet de fin d'études.Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers Paris
- Lansade, C. and Fodé, P. (2005). "Modélisation géométrique 3D du moignon de l'amputé fémoral à l'aide d'EOS." Rapport de master.Ecole Nationale supérieure d'Arts et Métiers Paris
- Lanshammar, H. (1982). "On practical evaluation of differentiation techniques for human gait analysis." *Journal of Biomechanics* **15**(2): 99-105.
- Lardini, A., Benedetti, M.G., Catani, F., Simoncini, L. and Giannini, S. (1999). "An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait." *Clinical Biomechanics* **14**(8): 528-536.
- Lardini, 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." *Journal of Biomechanics* **32**(1): 99-103.
- Lardini, A., Chiari, L., Croce, U.D. and Cappozzo, A. (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation." *Gait & Posture* **21**(2): 212-225.
- Lee, W., Frossard, L., Hagberg, K., Haggstrom, E., Lee Gow, D., Gray, S. and Branemark, R. (2006). *Direct Measurement of 3D Force and Moment on Lower-Limb Osseointegrated Fixation*. 9th international symposium on the 3D analysis of human movement, Valenciennes, France, Human Movement Science.
- Legnani, G., Casalo, F., Righettini, P. and Zappa, B. (1996). "A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics--II. Applications to chains of rigid bodies and serial manipulators." *Mechanism and Machine Theory* **31**(5): 589-605.
- Legnani, G., Casalo, F., Righettini, P. and Zappa, B. (1996). "A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics -- I. Theory." *Mechanism and Machine Theory* **31**(5): 573-587.
- Lehman, J.F., Price, R., Boswell-Bessette, S., Dralle, A., Questad, K. and deLateur, B.J. (1993). "Comprehensive analysis of energy storing prosthetic feet : flex foot and seattle foot versus standard SACH foot." *Arch Phys Med Rehabil* **74**: 1225-1231.
- Lehmann, J.F., Price, R., Boswell-Bessette, S., Dralle, A. and Questad, K. (1993). "Comprehensive analysis of dynamic elastic response feet: Seattle Ankle/Lite Foot versus SACH foot." *Arch Phys Med Rehabil* **74**(8): 853-61.
- Lenhoff, M.W., Santner, T.J., Otis, J.C., Peterson, M.G., Williams, B.J. and Backus, S.I. (1999). "Bootstrap prediction and confidence bands: a superior statistical method for analysis of gait data." *Gait Posture* **9**(1): 10-7.
- Liu, J. and Lockhart, T.E. (2006). "Comparison of 3D joint moments using local and global inverse dynamics approaches among three different age groups." *Gait & Posture* **23**(4): 480-485.

- Lu, T.W. and O'Connor, J.J. (1999). "Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints." *Journal of Biomechanics* **32**: 129-134.
- Luchetti, L., Cappozzo, A., Cappello, A. and Della Croce, U. (1998). "Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics." *Journal of Biomechanics* **31**: 977-984.
- MacWilliams, B.A., Cowley, M. and Nicholson, D.E. (2003). "Foot kinematics and kinetics during adolescent gait." *Gait & Posture* **17**(3): 214-224.
- Maître, M., Rouyer, A., Enjalbert, M. and Pelissier, J. (1996). *Approche épidémiologique des amputés du membre inférieur. Amputation du membre inférieur- Appareillage et Rééducation*. Paris, Masson: 1-7.
- Manal, K., McClay, I., Richards, J., Galinat, B. and Stanhope, S. (2002). "Knee moment profiles during walking: errors due to soft tissue movement of the shank and the influence of the reference coordinate system." *Gait & Posture* **15**(1): 10-17.
- Marin, F. (2000). "Contribution biomécanique à l'étude de l'articulation fémoro-tibiale pendant la marche in vivo." Thèse de mécanique. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers France
- Marin, F., Allain, J., Diop, A., Maurel, N., Simondi, M. and Lavaste, F. (1999). "On the estimation of knee joint kinematics." *Human Mvt Sci* **18**: 613-626.
- Maurer, P. Amputations de cuisse. *Encycl. Med-Chir. Paris. Techniques chirurgicales, Orthopédie*, **4.3.05**: 44106.
- Maurer, P. Amputations et désarticulations du membre inférieur. *Encycl. Med-Chir. Paris. Techniques Chirurgicales, Orthopédie*, **4.3.05**: 44105.
- Mayagoitia, R.E., Nene, A.V. and Veltink, P.H. (2002). "Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems." *Journal of Biomechanics* **35**(4): 537-542.
- McCaw, S.T. and DeVita, P. (1995). "Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques." *J Biomech* **28**(8): 985-8.
- McConville, J.T. and Churchill, T.D. (1980). "Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia." 109. Wright-Patterson Air Force Base - Aerospace Medical Research Laboratory Dayton, Ohio
- McDermott, B. and Keane, S. (2001). "Location of the hip joint centre using a functional method." *Gait & Posture* **14**: 181.
- Meichtry, A., Romkes, J., Gobelet, C., Brunner, R. and Muller, R. "Criterion validity of 3D trunk accelerations to assess external work and power in able-bodied gait." *Gait & Posture In Press, Corrected Proof*.
- Menard, M.R., McBride, M.E., Sanderson, D.J. and Murray, D.D. (1992). "Comparative biomechanical analysis of energy-storing prosthetic feet." *Arch Phys Med Rehabil* **73**: 451-458.
- Menard, M.R. and Murray, D.D. (1989). "Subjective and objective analysis of an energy-storing prosthetic foot." *Journal of Prosthetic and Orthosis* **1**(4): 220-230.
- Menz, H.B., Lord, S.R. and Fitzpatrick, R.C. (2003). "Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces." *Gait & Posture* **18**(1): 35-46.
- Michaud, S.B., Gard, S.A. and Childress, D.S. (2000). "A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation." *J Rehabil Res Dev* **37**(1): 1-10.
- Michelutti, P. and Bonnet, X. (2004). "Analyse de la marche des amputés appareillés de membres inférieurs." Rapport de projet de fin d'études. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers Paris
- Middleton, J., Sinclair, P. and Patton, R. (1999). "Accuracy of centre of pressure measurement using a piezoelectric force platform." *Clinical Biomechanics* **14**: 357-360.
- Mizuno, N., Aoyama, T., Nakajima, A., Kasahara, T. and K., T. (1992). "Functional evaluation by gait analysis of various ankle-foot assemblies used by below knee amputees." *Prosthetics and Orthotics International* **16**: 174-182.
- Moe-Nilssen, R. (1998). "A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument." *Clinical Biomechanics* **13**(4-5): 320-327.
- Moe-Nilssen, R. (1998). "A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait analysis." *Clinical Biomechanics* **13**(4-5): 328-335.
- Moe-Nilssen, R. and Helbostad, J.L. (2004). "Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry." *Journal of Biomechanics* **37**(1): 121-126.
- Murray, M., Drought, A. and Kory, R. (1964). "Walking patterns of normal men." *The Journal of Bone and Joint Surgery* **46**: 335-360.
- Murray, M.P., Mollinger, L.A., Sepic, S.B., Gardner, G.M. and Linder, M.T. (1983). "Gait patterns in above-knee amputee patients: hydraulic swing control vs constant-friction knee components." *Arch Phys Med Rehabil* **64**(8): 339-45.
- Nagano, A., Gerritsen, K.G. and Fukushima, S. (2000). "A sensitivity analysis of the calculation of mechanical output through inverse dynamics: a computer simulation study." *J Biomech* **33**(10): 1313-8.
- Nguyen, T.C. and Baker, R. (2004). "Two methods of calculating thorax kinematics in children with myelomeningocele." *Clinical Biomechanics* **19**(10): 1060-1065.
- Nolan, L. and Lees, A. (2000). "The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees." *Prosthet Orthot Int* **24**(2): 117-25.
- Orendurff, M.S., Segal, A.D., Klute, G.K., McDowell, M.L., Pecoraro, J.A. and Czerniecki, J.M. (2006). "Gait efficiency using the C-Leg." *J Rehabil Res Dev* **43**(2): 239-46.
- Pearsall, D.J. and Costigan, P.A. (1999). "The effect of segment parameter error on gait analysis results." *Gait Posture* **9**(3): 173-83.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis : Normal and pathological function*.
- Perry, J., Burnfield, J.M., Newsam, C.J. and Conley, P. (2004). "Energy expenditure and gait characteristics of bilateral amputee walking with C-Leg prosthesis compared with stubby and conventional articulating prostheses." *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **85**(10): 1711-1717.
- Peters, B.T., Haddad, J.M., Heiderscheit, B.C., Van Emmerik, R.E.A. and Hamill, J. (2003). "Limitations in the use and interpretation of continuous relative phase." *Journal of Biomechanics* **36**(2): 271-274.



- Pezzack, J.C., Norman, R.W. and Winter, D.A. (1977). "An assessment of derivative determining techniques used for motion analysis." *Journal of Biomechanics* **10**(5-6): 377-382.
- Piazza, S.J. and Cavanagh, P.R. (2000). "Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment." *J Biomech* **33**(8): 1029-34.
- Piazza, S.J., Okita, N. and Cavanagh, P.R. (2001). "Accuracy of the functional method of hip joint center location: effects of limited motion and varied implementation." *Journal of Biomechanics* **34**(7): 967-973.
- Popovic, D., Oguztoreli, M.N. and Stein, R.B. (1995). "Optimal control for an above-knee prosthesis with two degrees of freedom." *J Biomech* **28**(1): 89-98.
- Postema, K., Hermens, H.J., De Vries, J., Koopman, H.F.J.M. and Eisma, W.H. (1997). "Energy storage and release of prosthetic feet Part1 : biomechanical analysis related to user benefits." *Prosthet Orthot Int* **21**: 17-27.
- Powers, C.M., Rao, S. and Perry, J. (1998). "Knee kinetics in trans-tibial amputee gait." *Gait & Posture* **8**: 1-7.
- Rabuffetti, M., Baroni, G., Ferrarin, M., Ferrigno, G. and Pedotti, A. (2002). "Self-marking of anatomical landmarks for on-orbit experimental motion analysis compared to expert direct-marking." *Human Movement Science* **21**(4): 439-455.
- Rao, G., Amarantini, D., Berton, E. and Favier, D. (2006). "Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solution during gait." *J Biomech in press*.
- Richards, J.G. (1999). "The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems." *Human Movement Science* **18**(5): 589-602.
- Rietman, J.S., Postema, K. and Geertzen, J.H. (2002). "Gait analysis in prosthetics: opinions, ideas and conclusions." *Prosthet Orthot Int* **26**(1): 50-7.
- Sabolich, J. (1985). "Contoured adducted trochanteric - controlled alignment method (cat-cam) : Introduction and basic principles." *Clinical Prosthetics and Orthotics* **9**: 15-26.
- Sartor, C., Alderink, G., Greenwald, H. and Elders, L. (1999). "Critical kinematic events occurring in the trunk during walking." *Human Movement Science* **18**(5): 669-679.
- Sati, M., de Guise, J.A., Larouche, S. and Drouin, G. (1996). "Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis." *The Knee* **3**(4): 179-190.
- 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.
- Schmalz, T., Blumentritt, S. and Jarasch, R. (2002). "Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: the influence of prosthetic alignment and different prosthetic components." *Gait Posture* **16**(3): 255-63.
- Schmid, M., Beltrami, G., Zambardi, D. and Verni, G. (2005). "Centre of pressure displacements in trans-femoral amputees during gait." *Gait Posture* **21**(3): 255-62.
- Schmiedmayer, H.B. and Kastner, J. (1999). "Parameters influencing the accuracy of the point of force application determined with piezoelectric force plates." *Journal of Biomechanics* **32**: 1237-1242.
- Schmiedmayer, H.B. and Kastner, J. (2000). "Enhancements in the accuracy of the center of pressure determined with piezoelectric force plates are dependant on the load distribution." *Journal of Biomechanical Engineering* **122**: 523-527.
- Schuch, C.M. and Pritham, C.H. (1999). "Current transfemoral sockets." *Clinical Orthopaedics and related research* **361**: 48-54.
- Schwartz, M.H., Trost, J.P. and Wurvey, R.A. (2004). "Measurement and management of errors in quantitative gait data." *Gait & Posture* **20**(2): 196-203.
- Selles, R.W., Bussmann, J.B., Wagenaar, R.C. and Stam, H.J. (1999). "Effects of prosthetic mass and mass distribution on kinematics and energetics of prosthetic gait: a systematic review." *Arch Phys Med Rehabil* **80**(12): 1593-9.
- Selles, R.W., Korteland, S., Van Soest, A.J., Bussmann, J.B. and Stam, H.J. (2003). "Lower-leg inertial properties in transtibial amputees and control subjects and their influence on the swing phase during gait." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **84**(4): 569-577.
- Selles, R.W., Wagenaar, R.C., Smit, T.H. and Wuisman, P.I.J.M. (2001). "Disorders in trunk rotation during walking in patients with low back pain: a dynamical systems approach." *Clinical Biomechanics* **16**(3): 175-181.
- Seroussi, R.E., Gitter, A., Czerniecki, J.M. and Weaver, K. (1996). "Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation." *Arch Phys Med Rehabil* **77**(11): 1209-14.
- Silva, M.P. and Ambrosio, J.A. (2004). "Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data." *Gait Posture* **19**(1): 35-49.
- Sjödahl, C., Jarnlo, G.B., Söderberg, B. and Persson, B.M. (2003). "Pelvic motion in trans-femoral amputees in the frontal and transverse plane before and after special gait re-education." *Prosthetics and Orthotics International* **27**: 227-237.
- Sjödahl, C., Jarnlo, G.-B., Söderberg, B. and Persson, B.M. (2002). "Kinematic and kinetic gait analysis in the sagittal plane of trans-femoral amputees before and after special gait re-education." *Prosthet. Orthot. Int.* **26**(2): 101-112.
- Skalli, W., Lavaste, F. and Descrimes, J.L. (1995). "Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis : What are the true values?" *Spine* **20**(5): 546-553.
- Smith, G. (1989). "Padding point extrapolation techniques for the butterworth digital filter." *Journal of Biomechanics* **22**(8/9): 967-971.
- Snyder, R.D., Powers, C.M., Fontaine, C. and Perry, J. (1995). "The effect of five prosthetic feet on the gait and loading of the sound limb in dysvascular below-knee amputees." *Journal of Rehabilitation Research and Development* **32**(4): 309-315.
- Stagni, R., Fantozzi, S., Cappello, A. and Leardini, A. (2005). "Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects." *Clinical Biomechanics* **20**(3): 320-329.

- Stagni, R., Leardini, A., Cappozzo, A., Grazia Benedetti, M. and Cappello, A. (2000). "Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results." *Journal of Biomechanics* **33**(11): 1479-1487.
- Steinwender, G., Saraph, V., Scheiber, S., Zwick, E.B., Uitz, C. and Hackl, K. (2000). "Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* **15**(2): 134-9.
- Stokes, V.P., Andersson, C. and Forsberg, H. (1989). "Rotational and translational movement features of pelvis and thorax during adult human locomotion." *J Biomech* **22**(1): 43-50.
- Stolze, H., Kutz-Buschbeck, J.P., Mondwurf, C., Johnk, K. and Friege, L. (1998). "Retest reliability of spatiotemporal gait parameters in children and adults." *Gait Posture* **7**(2): 125-130.
- Südhoff, I., Van Driessche, S., Laporte, S., de Guise, J.A. and Skalli, W. (2006). "Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait." *Gait & Posture* **In press**.
- Tazawa, E. (1997). "Analysis of torso movement of trans-femoral amputees during level walking." *Prosthetics and Orthotics International* **21**: 129-140.
- Underwood, H.A., Tokuno, C.D. and Eng, J. (2004). "A comparison of two prosthetic feet on the multi-joint and multi-plane kinetic gait compensations in individuals with a unilateral trans-tibial amputation." *Clinical Biomechanics* **19**: 609-616.
- van den Bogert, A.J., Read, L. and Nigg, B.M. (1996). "A method for inverse dynamic analysis using accelerometry." *Journal of Biomechanics* **29**(7): 949-954.
- van der Linde, H., Hofstad, C.J., Geurts, A.C., Postema, K., Geertzen, J.H. and van Limbeek, J. (2004). "A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prosthesis." *J Rehabil Res Dev* **41**(4): 555-70.
- van der Linden, M.L., Solomonidis, S.E., Spence, W.D., Li, N. and Paul, J.P. (1999). "A methodology for studying the effects of various types of prosthetic feet on the biomechanics of trans-femoral amputee gait." *J Biomech* **32**(9): 877-89.
- Van der Linden, M.L., Twiste, N. and Rithalia, S.V.S. (2002). "The biomechanical effects of the inclusion of a torque absorber on trans-femoral amputee gait, a pilot study." *Prosthet. Orthot. Int.* **26**(6): 35-43.
- Van Emmerik, R.E.A. and Wagenaar, R.C. (1996). "Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking." *Journal of Biomechanics* **29**(9): 1175-1184.
- Van Emmerik, R.E.A., Wagenaar, R.C., Winogrodzka, A. and Wolters, E.C. (1999). "Identification of axial rigidity during locomotion in parkinson disease,." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **80**(2): 186-191.
- Vaughan, C.L. (1996). "Are joint torques the Holy Grail of human gait analysis?" *Human Movement Science* **15**(3): 423-443.
- Verkerke, G.J., Hof, A.L., Zijlstra, W., Ament, W. and Rakhorst, G. (2005). "Determining the centre of pressure during walking and running using an instrumented treadmill." *Journal of Biomechanics* **38**: 1881-1885.
- Viel, E., Plat, F. and Blanc, Y. (1979). *La marche humaine*. Paris, Masson.
- Vint, P.F. and Hinrichs, R.N. (1996). "Endpoint error in smoothing and differentiating raw kinematic data : an evaluation of four popular methods." *J. Biomech.* **29**(12): 1637-1642.
- Vogt, L., Portscher, M., Brettmann, K., Pfeifer, K. and Banzer, W. (2003). "Cross-validation of marker configurations to measure pelvic kinematics in gait." *Gait & Posture* **18**(3): 178-184.
- Wagenaar, R.C. and Beek, W.J. (1992). "Hemiplegic gait : akinematic analysis using walkig speed as a basis." *J Biomech* **25**(9): 1007-1015.
- Wagenaar, R.C. and van Emmerik, R.E.A. (2000). "Resonant frequencies of arms and legs identify different walking patterns." *Journal of Biomechanics* **33**(7): 853-861.
- 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.
- Wing, D.C. and Hittenberger, D.A. (1989). "Energy-storing prosthetic feet." *Arch Phys Med Rehabil* **70**: 330-335.
- Winter, D.A. and Sienko, S.E. (1988). "Biomechanics of below-knee amputee gait." *J Biomech* **21**(5): 361-7.
- Woltring, H.J. (1994). "3D attitude representation of human joints : a standardization proposal." *J. Biomech.* **27**(12): 1399-1414.
- Wu, G. and Cavanagh, P.R. (1995). "ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data." *J. Biomech.* **28**: 1257-1261.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D&rsquo;Lima, D.D., Cristofolini, L. and Witte, H. (2002). "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine." *Journal of Biomechanics* **35**(4): 543-548.
- Yang, L., Solomonidis, S.E., Spence, W.D. and Paul, J.P. (1991). "The influence of limb alignment on the gait of above-knee amputees." *J Biomech* **24**(11): 981-97.
- Yeadon, M.R. (1990). "The simulation of aerial movement - II. A mathematical inertia model of human body." *Journal of Biomechanics* **56**(4): 67-74.
- Yeadon, M.R. (1990). "The simulation of aerial movement. III. The determination of the angular momentum of the human body." *Journal of Biomechanics* **23**(1): 75-83.
- Young, J.W. and Chandler, C.E. (1983). "Anthropometric and mass distribution characteristics of the adult female." 1-103. FFA Civil Aeromedical Institute Oklahoma City, Oklahoma
- Zatsiorsky, V. and Seluyanov, V. (1983). The mass and inertial characteristics of the main segments of the human body. *Biomechanics VIII-B Champagne, IL : Human kinetics*. K. e. Matsui: 1152-1159.
- Zatsiorsky, V. and Seluyanov, V. (1990). Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. *Biomechanics IX-B*. W. C. H. K. publishers: 233-239.
- Zijlstra, W. and Bisseling, R. (2004). "Estimation of hip abduction moment based on body fixed sensors." *Clinical Biomechanics* **19**(8): 819-827.

- Zijlstra, W. and Hof, A.L. (2003). "Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking." Gait & Posture **18**(2): 1-10.
- Zuniga, E.N., Leavitt, L.A., Calvert, J.C., Canzoneri, J. and Peterson, C.R. (1972). "Gait patterns in above-knee amputees." Arch Phys Med Rehabil **53**(8): 373-82.

## *Publications*

---

### Publications dans des revues internationales avec comité de lecture :

"A functional evaluation of prosthetic foot kinematics during lower-limb amputee gait." (2006)  
**Goujon, H.**, Bonnet X., Sautreuil P., Maurrisset M., Darmon D., Fodé P., Lavaste F.  
*Prosthetics and Orthotics International Volume 30, Issue 2, August 2006, Pages 213-223*

### Publications dans des revues nationales avec comité de lecture :

« Évolution des prothèses des sprinters amputés de membre inférieur » (2004)

D. Pailler, P. Sautreuil, J. -B. Piera, M. Genty and **H. Goujon**  
*Annales de Réadaptation et de Médecine Physique, Volume 47, Issue 6, Pages 374-381*

« Protocole d'analyse cinématique et cinétique de la cheville et de l'avant pied au cours de la marche chez les sujets amputés » (2006)

**Goujon H.**, Bonnet X., Azoulay D., Cazorla C., Fodé P., Lavaste F  
*Le journal de l'Orthopédie, Volume 8, N°26, p1156-1159*

« Comportement du pied et de la cheville au cours de la marche de sujets asymptomatiques » (2006)

X. Bonnet, **H. Goujon**, P. Michelutti, C. Lansade, P. Fodé, F. Lavaste  
*ITBM-RBM 27(2): 67-73*

### Communications internationales avec comité de lecture et publication des actes

"Functional evaluation of prosthetic foot kinematics during lower-limb amputee gait"

**Goujon H.**, Bonnet X., Sautreuil P., Maurrisset M., Darmon L., Fodé P., Lavaste F.  
*XVII<sup>th</sup> conférence de l'International Society of Gait and Posture Research, ISPGR 2005, juin 2005, Marseille, France*  
*Gait & Posture, Volume 21, Supplement 1, June 2005, Pages S77-S78*

"3D motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait"

**Goujon H.**, Sapin E., Fodé P., Lavaste F.  
*V<sup>th</sup> World congress of Biomechanics, Août 2006, Munich, Allemagne*

"Three-dimensional motions of trunk and pelvis during trans-femoral amputee gait"

**Goujon H.**, Sapin E., Fodé P., Lavaste F.  
*9<sup>th</sup> international symposium on the 3D analysis of human movement, juin 2006, Valenciennes, France*

"Functional gait analysis of transfemoral amputees using two different single axis prosthetic knees with hydraulic swing phase control"

Sapin E. , **Goujon H.** , Fodé P., Lavaste F.  
*9<sup>th</sup> international symposium on the 3D analysis of human movement, juin 2006, Valenciennes, France*

### Communications nationales avec comité de lecture et publication des actes

« 3D gait analysis of transfemoral amputee »

**Goujon H.**, Cadilhac C., Azoulay D., Cazorla C., Fodé P., Lavaste F  
*XXIX<sup>ème</sup> Congrès de la Société Francophone de Biomécanique, Septembre 2004, Paris, France*  
*Archives of Physiology and Biochemistry Volume. 112 Supplement, Septembre 2004, p 149*

« Intérêt de l'analyse cinématique de la marche chez l'amputé bi-tibial : à propos d'un cas d'amputations sur gelures »

Lapeyre E., Genêt F., Thefenne L., Jacquin O., Lafaye de Micheaux R., Lagauche D., Hugué P., Fodé P., Lavaste F., **Goujon H.**

19<sup>ème</sup> Congrès de la Société Française de Médecine Physique et Réadaptation, SOFMER, Octobre 2004, Paris, France

*Annales de réadaptation et de médecine physique* Volume 47, N°7, Septembre 2004, p. 415

« Analyse tridimensionnelle de la marche : application à l'amputé fémoral : Résultats sur 9 cas »

**H. Goujon**, C. Cadilhac, D. Azoulay, C. Cazorla, P. Fodé, F. Lavaste

19<sup>ème</sup> Congrès de la Société Française de Médecine Physique et Réadaptation, SOFMER, octobre 2004, Paris, France

*Annales de réadaptation et de médecine physique* Volume 47, N°7, Septembre 2004, p. 485

« Modélisation tridimensionnelle du moignon de l'amputé fémoral à l'aide de l'imagerie basse dose EOS »

C. Lansade, P. Fodé, **H. Goujon**, D. Azoulay, F. Lavaste

20<sup>ème</sup> Congrès de la Société Française de Médecine Physique et Réadaptation, SOFMER, octobre 2005, Paris, France

*Annales de réadaptation et de médecine physique* Volume 48, N°7, Octobre 2005

#### Communications nationales avec comité de lecture

« Analyse quantitative de la marche chez l'amputé fémoral : protocole et premiers résultats »

**H. Goujon**, C. Cadilhac, D. Azoulay, C. Cazorla, E. Perroche, N. Mercier, P. Fodé, F. Lavaste

18<sup>ème</sup> Congrès de la Société Française de Médecine Physique et Réadaptation, SOFMER, 17 octobre 2003, Lille, France

« Protocole d'analyse cinématique et cinétique de la cheville et de l'avant-pied au cours de la marche chez les sujets amputés »

**H. Goujon**, X. Bonnet, D. Azoulay, C. Cazorla, P. Fodé, F. Lavaste.

9<sup>ème</sup> Congrès National Scientifique de l'International Society of Prosthetics and Orthotics, ISPO France, 04 novembre 2004, Lyon, France

« Protocole d'analyse cinématique et cinétique de la cheville et de l'avant-pied au cours de la marche chez les sujets amputés »

**H. Goujon**, X. Bonnet, D. Azoulay, C. Cazorla, P. Fodé, F. Lavaste

4<sup>ème</sup> Journées d'études du Groupe d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte, GAMEA, 27 janvier 2005, Le Mans, France

« Analyse de la marche d'amputés fémoraux équipés d'un genou hydrocadence »

E. Sapin, **H. Goujon**, F. De Almeida, P. Fodé, F. Lavaste

10<sup>ème</sup> Congrès National Scientifique de l'International Society of Prosthetics and Orthotics, ISPO France, 27 octobre 2005, Marseille, France

« Modélisation géométrique 3D personnalisée du moignon de l'amputé fémoral »

C. Lansade, P. Fodé, D. Azoulay, **H. Goujon**, F. Lavaste

10<sup>ème</sup> Congrès National Scientifique de l'International Society of Prosthetics and Orthotics, ISPO France, 27 octobre 2005, Marseille, France

« Mouvements 3D du tronc et du bassin au cours de la marche de l'amputé fémoral »

**H. Goujon**, E. Sapin, P. Fodé, F. Lavaste

5<sup>ème</sup> Journées d'études du Groupe d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte, GAMEA, 26 janvier 2006, Nancy, France

Articles soumis :

“Three-dimensional motion of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait”

**Goujon H.**, Sapin E., Fodé P., Lavaste F.

*Archives of Physical Medecine and Rehabilitation, en revision*

Séminaires et autres publications:

« Analyse cinématique et dynamique 3D de la marche des amputés transfémoraux : Réalités et perspectives en 2003 »

**H. Goujon**, F. Lavaste

*Journée de travail : Handicap-Biomécanique et Réadaptation Laboratoire de Recherches Cliniques en Masso-Kinésithérapie de la Renaissance Sanitaire – Hôpital La Musse – 3 octobre 2003, Saint Sébastien de Morsent, France*

« L’analyse de la marche au CERAH : application chez l’amputé de membre inférieur »

Lapeyre E ;, Bey E., Cazorla C., Azoulay D., Fodé P., Lavaste F., **Goujon H.**, Cadilhac C.

*14<sup>ème</sup> Forum du Val de Fontenay – Appareillage et Nouvelles Technologies Electroniques – 2 Février 2004 – Paris - France*

« La meilleure façon de marcher »

P. Michelutti, X. Bonnet, **H. Goujon**

*Arts et Métiers Magazine, Décembre 2004, p.25-26*

«Prothèse et Recherche »

Le Journal de la Santé, Le magazine de la Santé, France 5, 19 septembre 2006.



## *Table des figures*

Figure 1 : Représentation du corps en 17 segments corporels .....	13
Figure 2 : Schéma représentant la dissociation des ceintures scapulaire et pelvienne (d'après Viel).....	60
Figure 3 : Les quatre « roulements » du pied au cours de l'appui.....	60
Figure 4 : photos des ancillaires utilisés pour les pieds.....	64
Figure 5 : Modèle volumique utilisé pour le calcul des paramètres d'inertie segmentaires.....	68
Figure 6 : Paramètres anthropométriques utilisés pour le moignon .....	69
Figure 7 : Modélisation de la « jambe » prothétique.....	69
Figure 8 : Modèles du bassin et du tronc.....	70
Figure 9 : Mesures utilisées pour le modèle d'emboîture .....	71
Figure 10 : Position des marqueurs, des repères propres et des modèles associés aux segments en vue de face..	73
Figure 11: Schéma représentant les actions mécaniques extérieures s'exerçant sur le pied isolé.....	76
Figure 12 : Photo de la salle d'analyse du mouvement.....	77
Figure 13 : Photos des deux types de caméras utilisées .....	78
Figure 14 : Fenêtre de traitement des données du patient .....	80
Figure 15 : Fenêtre d'affichage des graphes .....	81
Figure 16 : Dispositif expérimental utilisé pour la validation de la détermination du centre de la tête fémorale .	86
Figure 17 : Exemple d'application de l'erreur aléatoire du système de mesure .....	89
Figure 18 : Résultante des efforts mesurée en noir très plein et calculée en gris trait pointillé pour 22 sujets sains exprimée suivant les trois axes du repère de référence.....	104
Figure 19 : Moment total au centre de gravité du sujet mesuré en noir très plein et calculé en gris trait pointillé pour 22 sujets sains exprimé suivant les trois axes du repère de référence .....	105
Figure 20 : Moment au centre de pression suivant l'axe vertical mesuré en noir très plein et calculé en gris trait pointillé pour 22 sujets sains .....	105
Figure 21 : Corridors (moyenne +/- 1 écart type) obtenus pour les positions angulaires (en°) de l'avant pied par rapport à l'arrière pied dans les trois plans de l'espace en fonction du pourcentage de cycle de marche .	118
Figure 22 : Corridors (moyenne +/- 1 écart type) obtenus pour les positions angulaires (en°) du tronc à gauche et du bassin à droite par rapport au repère de référence dans les trois plans de l'espace en fonction du pourcentage de cycle de marche.....	119
Figure 23: Comparaison des paramètres en degré concernant le mouvement du genou dans le plan sagittal.....	122
Figure 24: Comparaison des paramètres en % du cycle concernant le mouvement du genou dans le plan sagittal .....	122
Figure 25 : Schéma illustrant l'isolement des solides pied et jambe pour le calcul du moment intersegmentaire au niveau du genou.....	124
Figure 26 : Moments intersegmentaires du segment sus-jacent sur le segment sous-jacent selon les trois axes anatomiques du segment sous-jacent pour la cheville (à gauche), le genou (au milieu) et à la hanche (à droite) en % du poids du corps*taille du sujet en fonction du % de cycle de marche .....	125
Figure 27 : Comparaison de la géométrie des emboîtures quadrilatérale et ischion intégré .....	135



Figure 28 : Illustration de l'activation du quadriceps pour assurer la mobilité du genou en phase d'appui (d'après Viel).....	136
Figure 29 : Descente d'escalier avec le genou Cleg (Ottobock).....	138
Figure 30 : Ancillaires pied et avant pied.....	154
Figure 31 : Courbes de position angulaire de l'avant pied par rapport à l'arrière pied pour les trois groupes....	157
Figure 32 : Corridors (sujet sains en gris et amputés en noir) des mouvements du bassin en ° dans les trois plans de l'espace en fonction du pourcentage du cycle de marche .....	169
Figure 33 : Comparaison des couples exercés au centre de pression en Nmm pour les sujets sains (corridor gris), les amputés du côté prothétique (moyenne en noir trait plein) et du côté sain (moyenne en noir trait pointillé) au cours du cycle de marche .....	171
Figure 34 : Comparaison de la dissociation des ceintures chez un sujet sain (TS36) et chez un amputé (S32) Positions angulaires moyennes dans le plan horizontal en degré du thorax et du bassin au cours du cycle de marche .....	172
Figure 35 : Définition de l'intervalle de temps utile.....	183
Figure 36 : Comparaison des efforts de contact du sol sur chaque pied exprimés en % du poids pour les sujets sains (corridor en trait plein gris), pour les amputés côté prothétique (moyenne en trait pointillé rouge) et côté sain (moyenne en trait mixte bleu).....	185
Figure 37 : Comparaison de la somme des efforts enregistrés par les plateformes sur les trois axes et exprimée en % du poids du corps pour les sujet sains (moyenne en gris trait plein) pour les amputés avec appui sain sur le premier plateau (groupe MI moyenne en bleu trait mixte) et pour les amputés avec appui prothétique sur le premier plateau (groupe MP moyenne en rouge trait pointillé).....	186
Figure 38 : Comparaison de la résultante des efforts extérieurs exprimée suivant les trois axes du repère de référence obtenue par le calcul en pointillé et par la mesure en trait plein en moyenne pour le groupe MI .....	188
Figure 39 : Contributions dynamiques moyennes (+/- un écart type) du tronc en trait plein et des membres inférieurs en pointillé chez le sujet sain en % du poids du corps.....	190
Figure 40 : Contributions dynamiques moyennes du tronc en trait plein et des membres inférieurs en pointillé pour le groupe MP en gris et le groupe MI en noir en % du poids du corps.....	192
Figure 41 : Contributions dynamiques moyennes de la cuisse (trait plein), de la jambe (trait pointillé) et du pied (trait mixte) en % du poids du corps chez le sujet sain sur un cycle de marche .....	193
Figure 42 : Contributions moyennes de la cuisse saine (en trait plein) et appareillée (en pointillé) à l'effort total exprimé en % du poids du corps au cours du cycle de marche.....	194
Figure 43 : Contributions moyennes de la jambe saine (en trait plein) et prothétique (en pointillé) à l'effort total exprimé en % du poids du corps au cours du cycle de marche.....	195

## *Table des tableaux*

Tableau 1 : Repères anatomiques associés au pied .....	21
Tableau 2 : Repères anatomiques liés au membre inférieur et au bassin .....	22
Tableau 3 : Repères anatomiques liés au bassin.....	24
Tableau 4 : Repères anatomiques liés au thorax .....	24
Tableau 5 : Etudes concernant l'évaluation de l'incertitude de placement des marqueurs anatomiques .....	26
Tableau 6 : Etude sur la précision des systèmes de mesure VICON.....	29
Tableau 7 : Etudes sur la répétabilité des protocoles d'analyse de la marche (CV : coefficient de variation, CMC : coefficient de corrélation multiple, CMD : coefficient de détermination multiple) .....	34
Tableau 8 : Etude sur la précision des plateformes de force (CoP : centre de pression).....	39
Tableau 9 : Etudes sur la mesure des paramètres d'inertie segmentaire .....	42
Tableau 10 : Etudes concernant la validation de modèles multicorps en dynamique .....	52
Tableau 11 : Densité de Dempster .....	71
Tableau 12 : Mesures caractéristiques de 3 emboîtures .....	71
Tableau 13 : Volumes et masses volumiques déduites des mesures sur 3 emboîtures.....	72
Tableau 14 : Masses mesurées de 4 inserts .....	72
Tableau 15 : Masses volumiques obtenues expérimentalement pour différents pieds .....	72
Tableau 16 : Caractéristiques des objets de référence utilisés pour l'évaluation de la précision .....	84
Tableau 17 : Caractéristiques des sujets pour l'étude sur la précision de détermination du centre de la tête fémorale.....	87
Tableau 18 : Ecart par rapport à la référence des coordonnées du centre de la rotule exprimée dans le repère support.....	91
Tableau 19 : Ecart minimum et maximum des coordonnées de la tête fémorale entre deux paires de radios.....	92
Tableau 20 : Ecart entre les coordonnées des têtes fémorales dans le repère bassin obtenues les données du système EOS avec celles obtenues à partir du système Vicon .....	92
Tableau 21 : Dispersion sur la position des marqueurs anatomiques du membre inférieur dans les repères ancillaires pour 6 poses par le même opérateur sur 2 sujets différents .....	93
Tableau 22 : Dispersion sur la détermination de la position du centre de la tête fémorale pour des acquisitions réalisés le même jour ou des jours différents.....	94
Tableau 23 : écarts types des bruits gaussiens modélisant l'incertitude de positionnement des différents marqueurs anatomiques .....	95
Tableau 24 : Ecart type maximal sur un cycle des positions angulaires des articulations après simulation des incertitudes de mesure .....	95
Tableau 25 : Résultats de l'étude sur la précision des plateformes de force .....	98
Tableau 26 : Paramètres d'inertie segmentaire obtenus pour 45 sujets par deux méthodes.....	101
Tableau 27 : Moyenne (écart type) des coefficients de corrélation et des RMS des écarts entre les efforts mesurés et calculés obtenus pour les 22 sujets .....	106
Tableau 28 : Comparaison des pics d'efforts obtenus par le modèle et par la mesure pour 22 sujets.....	106
Tableau 29 : Intervalle entre les deux examens pour les 15 sujets de l'étude de répétabilité.....	108

Tableau 30 : Comparaison des CMC obtenus dans notre étude avec les valeurs de la littérature .....	110
Tableau 31 : Répétabilité des paramètres spatio-temporels .....	111
Tableau 32 : Répétabilité des paramètres cinématiques.....	112
Tableau 33 : Répétabilité des paramètres d'effort.....	113
Tableau 34 : Caractéristiques des 55 sujets sains de la base de données, * : relevé des mesures anthropométriques .....	116
Tableau 35 : Comparaison des moyennes et écarts types des paramètres spatio-temporels avec la littérature ...	120
Tableau 36: Comparaison des moyennes et écarts types des paramètres cinématiques avec la littérature .....	121
Tableau 37 : Comparaison des moyennes et écarts types des paramètres d'efforts au sol avec la littérature .....	126
Tableau 38 : Comparaison des moyennes et écarts types des paramètres de moments intersegmentaires avec la littérature .....	126
Tableau 39 : Etudes concernant les stratégies d'adaptation au cours de la marche chez l'amputé fémoral.....	142
Tableau 40 : Etude concernant la comparaison de genoux prothétiques par l'analyse de la marche .....	147
Tableau 41 : Caractéristiques des patients .....	153
Tableau 42 : Marqueurs anatomiques placés sur le sujet .....	154
Tableau 43 : Moyenne et écart type des paramètres en fonction du type de pied .....	156
Tableau 44 : Coefficient de corrélation de Spearman pour le groupe entier .....	158
Tableau 45 : Coefficient de corrélation de Spearman pour le groupe d'amputés avec pieds à restitution d'énergie (Ffp : flexion maximale de l'avant pied prothétique, Ap : flexion maximale de la cheville prothétique en appui).....	158
Tableau 46 : Caractéristiques des 27 patients .....	165
Tableau 47 Comparaison entre les sujets sains et les patients amputés – Pour chaque paramètre : moyenne (écart type) - * : paramètres normalement distribués – p-value pour les paramètres significativement différents : test t pour les paramètres distribués normalement, test de Wilcoxon pour les autres - 95% inf et 95% sup: limites inférieure et supérieure de l'intervalle de confiance .....	173
Tableau 48 Résultats de l'ANCOVA sur les paramètres normalement distribués avec un facteur qualitatif (groupe : 2 niveaux : référence et amputé) et une covariable quantitative (vitesse de marche).....	174
Tableau 49 : Caractéristiques des 8 amputés (IC : ischion intégré) .....	182
Tableau 50 : Moyenne et écart type des différences entre les pics d'efforts mesurés et calculés pour le groupe d'amputés fémoraux .....	189

## *Annexes*

---

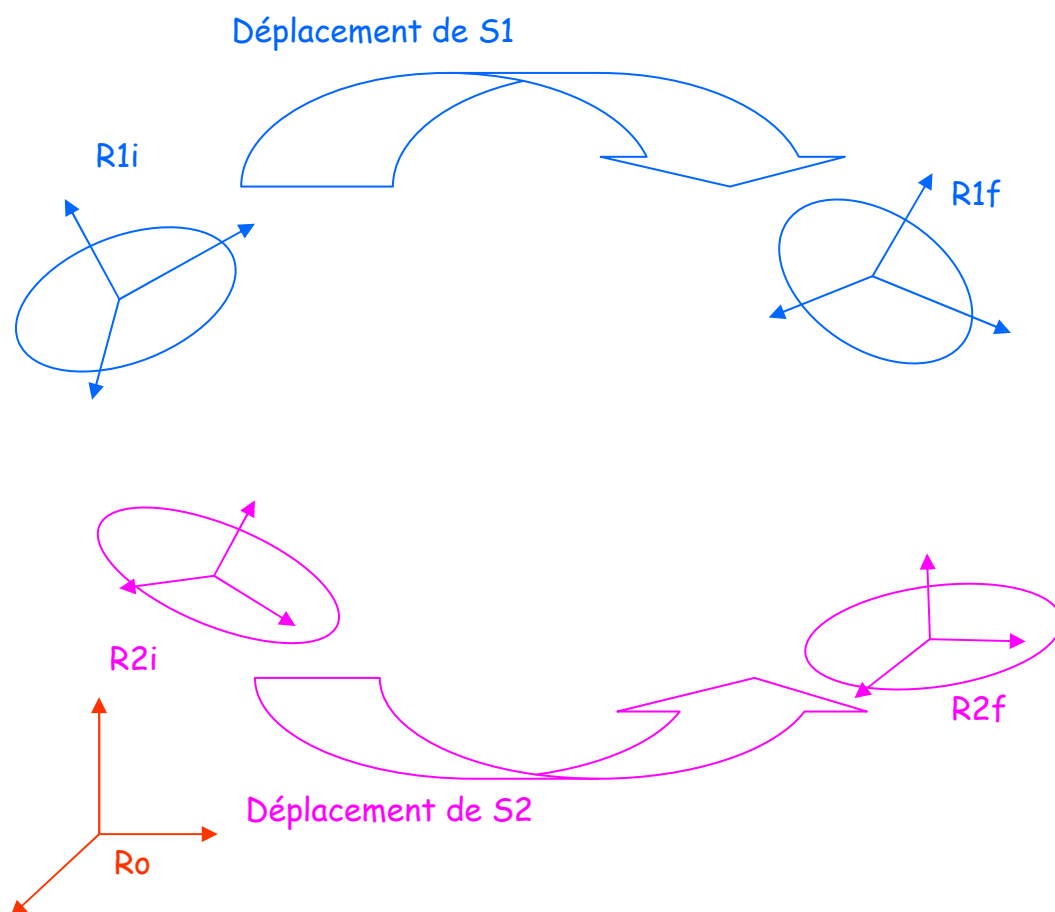


## Annexe I : Eléments de cinématique 3D

### Eléments de cinématique du solide 3D

Pour analyser la position d'un solide dans l'espace, on définit un repère de référence lié à l'espace de mesure. On peut choisir simplement le repère associé au système de mesure (noté  $R_0$ ). On peut alors caractériser la position des solides par rapport à  $R_0$  en associant un repère  $R_i$  à chaque solide.

La figure suivante présente le cas de 2 solides en mouvement dans l'espace ainsi que les repères qui y sont associés. Ce cas peut se généraliser à  $n$  solides.



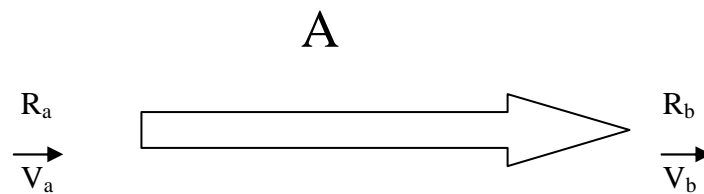
On peut chercher à caractériser plusieurs grandeurs :

- positions de S1 et S2 par rapport à  $R_0$  aux instants initial  $i$  et final  $f$

- position de S2 par rapport à S1 aux instants initial i et final f
- variation de position de S1 et S2 par rapport à Ro entre l'instant initial i et l'instant final f
- variation de position de S2 par rapport à S1 entre l'instant initial i et l'instant final f

Dans tous ces cas, il s'agit d'exprimer une application linéaire associée à une transformation géométrique. Pour les positions, cette transformation concerne les repères à un instant donné. On caractérise la transformation géométrique qui amènerait virtuellement les repères en coïncidence. Pour les mouvements, il s'agit de transformations entre 2 instants. La transformation géométrique transforme alors le repère à l'instant initial du mouvement en ce même repère à l'instant final.

On définit une application linéaire A qui transforme le repère  $R_a$  en  $R_b$  et un vecteur quelconque  $V_a$  en  $V_b$



### Application linéaire

Cette application linéaire est exprimée sous forme d'une matrice permettant d'exprimer le vecteur  $V_b$  dans un repère R donné, en fonction des coordonnées du vecteur  $V_a$  dans ce repère R.

$$\begin{pmatrix} \vec{V}_b \end{pmatrix}_R = [A_R] \begin{pmatrix} \vec{V}_a \end{pmatrix}_R$$

L'expression de la matrice dépend du repère R dans lequel on exprime les coordonnées des vecteurs.

La décomposition en transformations géométriques de cette application n'est pas unique.

On peut utiliser notamment soit une composition d'une translation suivant un vecteur et de 3 rotations suivant 3 axes différents, soit une composition d'une translation et d'une rotation autour d'un même axe (axe hélicoïdal).

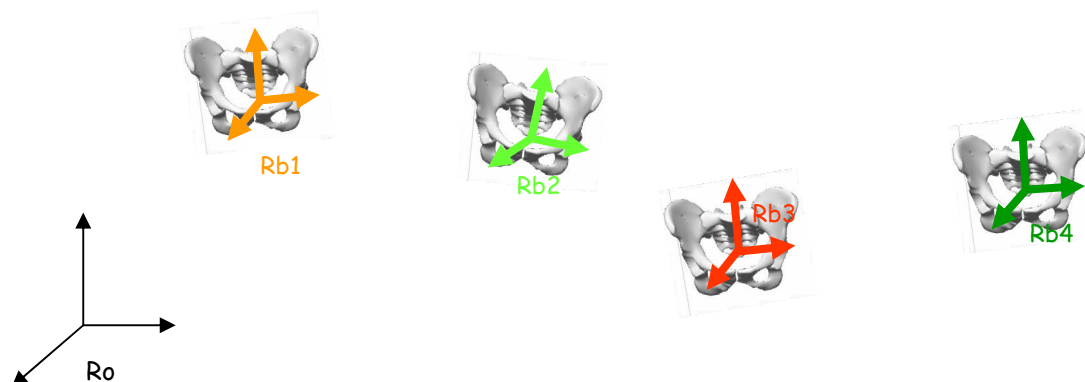
Quand on choisit la première décomposition, on calcule d'abord une translation permettant de transformer le centre du repère  $R_a$  en le centre du repère  $R_b$ , puis, on calcule 3 angles correspondant à 3 rotations autour des axes de  $R$  pour déterminer l'orientation de la base de  $R_b$  par rapport à la base de  $R_a$ . Le choix des axes de  $R$  est donc primordial et  $R$  porte le nom de repère d'interprétation.

Pour appliquer cette méthode en biomécanique, il faut traduire les grandeurs cliniques qui nous intéressent en transformations géométriques entre les repères osseux qui pourront être calculés à partir des mesures de position des points liés à chaque segment osseux puis choisir une méthode d'interprétation et un repère d'interprétation.

## **Transformations géométriques étudiées en analyse du mouvement**

### Cinématique des segments osseux

Prenons pour exemple la cinématique du bassin au cours de la marche. En fonction de la fréquence du système d'acquisition, on dispose de  $n$  positions du repère  $R_b$  lié au bassin au cours du temps.



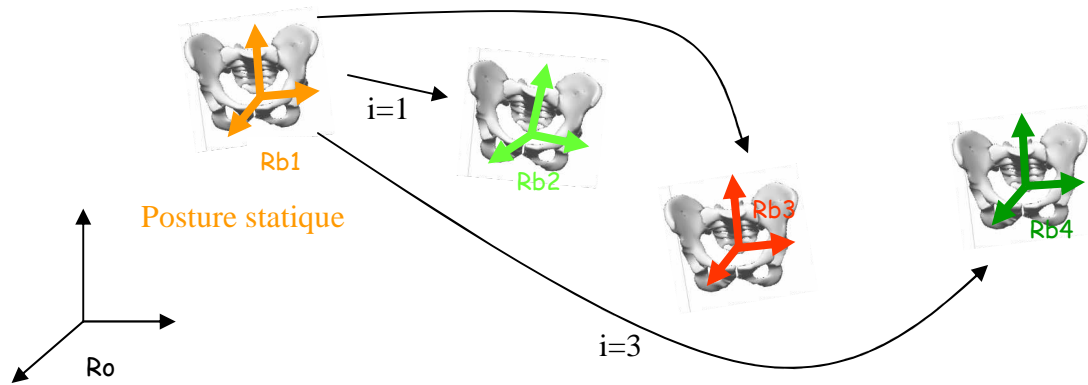
### **Positions successives du bassin au cours du temps**

On peut alors calculer les  $n$  positions successives du bassin aux  $n$  acquisitions ou calculer les mouvements du bassin (variations de position) entre chaque acquisition. On peut également calculer les mouvements du bassin à chaque acquisition par rapport à une situation de référence.

Si on utilise la transformation géométrique permettant de passer du repère  $R_o$  au repère  $R_b$  à chaque instant, on considère implicitement que la position neutre est celle où  $R_o$  et  $R_b$  sont confondus (les trois angles calculés sont alors nuls). Pour ce qui concerne le bassin, il peut être plus intéressant de caractériser la variation de position par rapport à une position neutre « clinique » (par exemple la



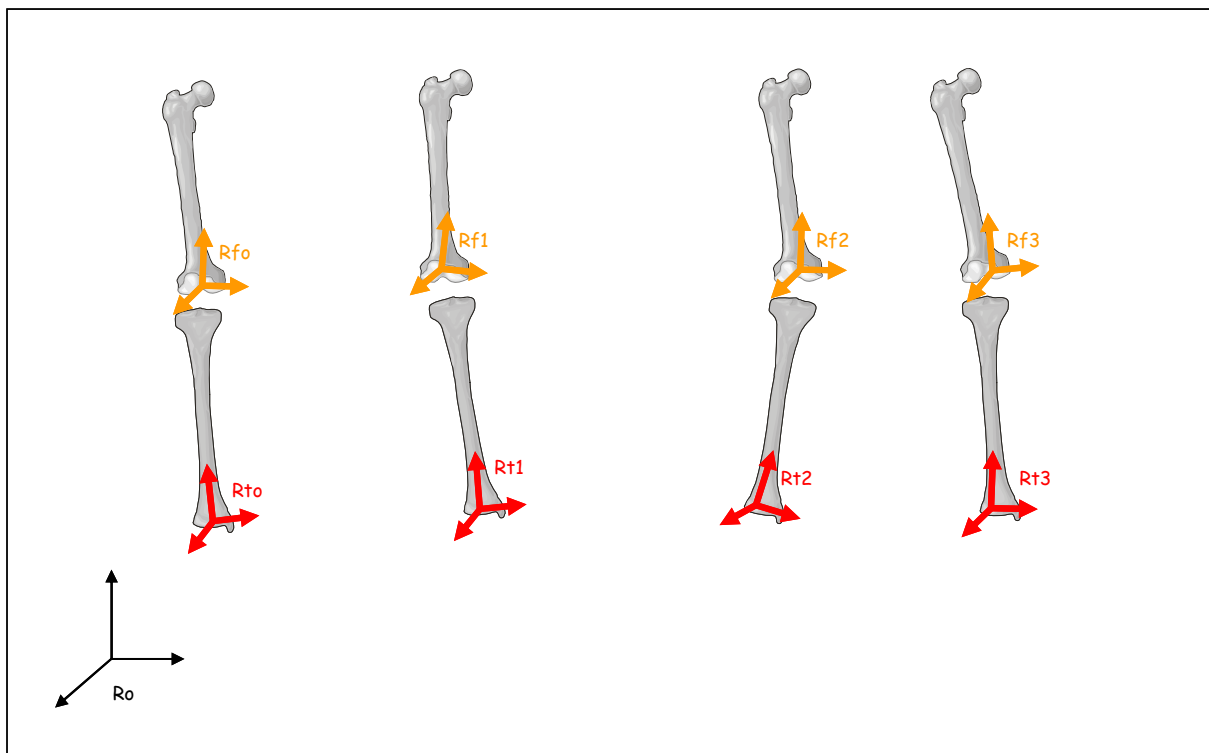
posture du bassin en statique). Dans ce cas, on considèrera à chaque instant la transformation du repère bassin en statique vers le repère bassin à l'instant considéré.



**Transformations géométriques prises en compte**

- Cinématique articulaire

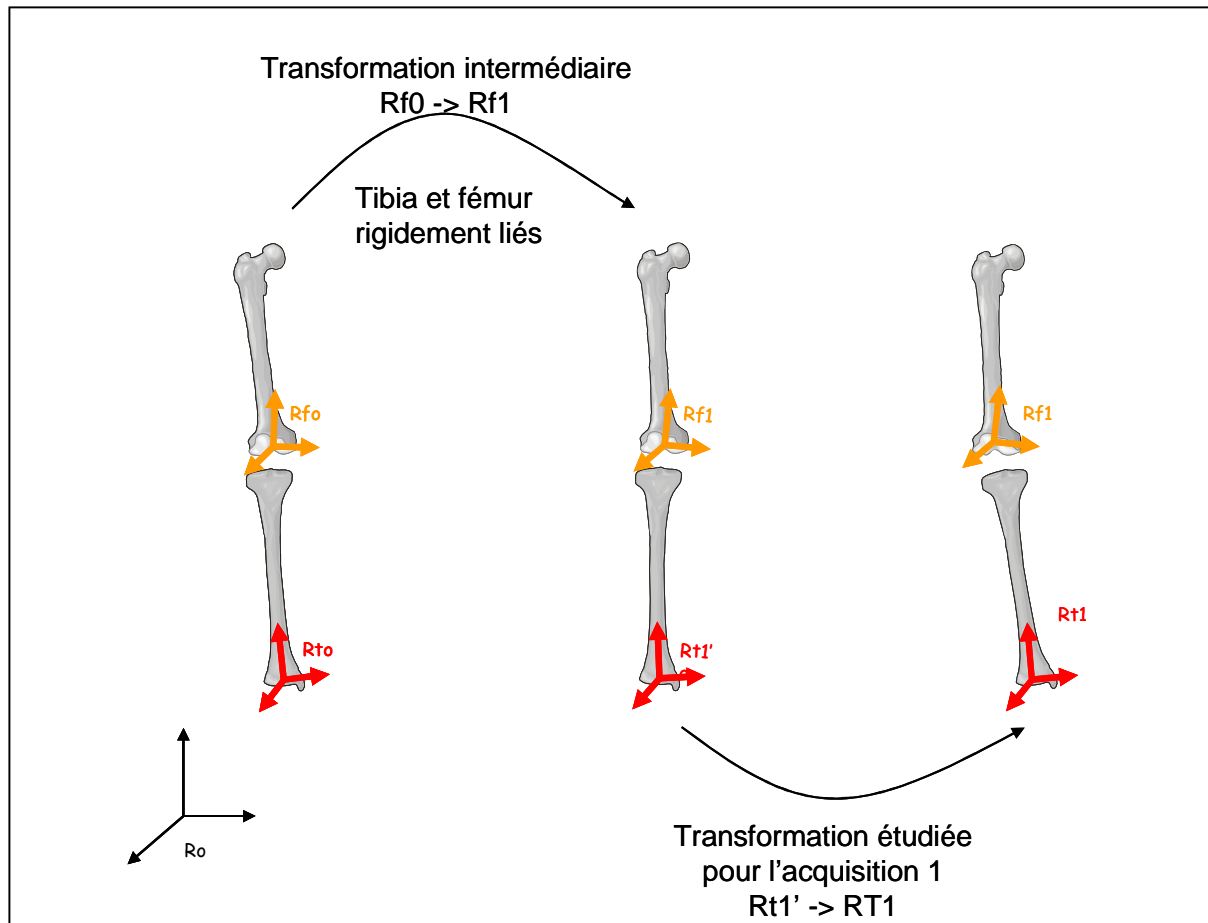
Dans le cas du genou, si on veut caractériser le mouvement par les positions relatives successives du tibia par rapport au fémur, on étudie la position du repère tibia par rapport au repère fémur aux n acquisitions.



**Cinématique du genou**

Pour prendre en compte la posture à l'acquisition 0, on crée un repère intermédiaire pour chaque acquisition correspondant à la position qu'aurait le repère tibia s'il n'avait pas bougé par rapport au fémur. On s'intéresse alors à la transformation géométrique permettant de passer du repère tibia intermédiaire au repère tibia réel à l'instant considéré.

Par exemple, pour l'acquisition 1, on crée un repère  $R_{t1'}$  obtenu en appliquant la transformation géométrique entre  $R_{f0}$  et  $R_{f1}$  à  $R_{t0}$ . On s'intéresse alors à la transformation géométrique entre  $R_{t1'}$  et  $R_{t1}$ .



**Cinématique du genou : Transformations géométriques**

### Mise en œuvre

Pour mettre en œuvre ces calculs de cinématique, il faut relier les données mesurées à l'aide du système d'analyse du mouvement aux transformations géométriques que l'on souhaite caractériser.

Le système d'analyse du mouvement mesure des coordonnées de points dans l'espace. À partir de ces coordonnées, on peut définir des repères liés à chacun des segments du modèle de corps humain. On peut également calculer les matrices de passage entre ces repères et le repère global lié au laboratoire.

Nous avons vu que toutes les grandeurs cinématiques étudiées en analyse du mouvement pouvaient se traduire par des transformations géométriques entre des repères. Considérons le cas d'une transformation d'un repère  $R_a$  à un repère  $R_b$ . Grâce à la mesure on connaît  $P_{RoRa}$  et  $P_{RoRb}$ . On choisit également un repère  $R$  d'interprétation et on connaît  $P_{RoR}$ .

Comme on l'a vu en partie 1, on cherche à caractériser les matrices d'application linéaire correspondant à des transformations géométriques entre repères :

$$\left(\vec{V}_b\right)_R = [A_R] \left(\vec{V}_a\right)_R$$

La transformation géométrique qui transforme le repère  $R_a$  en repère  $R_b$  transforme aussi le vecteur  $V_a$  en  $V_b$ . On a donc

$$\left(\vec{V}_b\right)_{Rb} = \left(\vec{V}_a\right)_{Ra}$$

En utilisant les matrices de passage connues on peut écrire :

$$\begin{aligned} \left(\vec{V}_a\right)_{Ra} &= P_{RoRa}^T P_{RoR} \left(\vec{V}_a\right)_R \\ \left(\vec{V}_b\right)_{Rb} &= P_{RoRa}^T P_{RoR} \left(\vec{V}_a\right)_R \\ \left(\vec{V}_b\right)_R &= P_{RoR}^T P_{RoRb} P_{RoRa}^T P_{RoR} \left(\vec{V}_a\right)_R \end{aligned}$$

On détermine ainsi la forme numérique de  $A_R$  que l'on peut alors interpréter par une des méthodes vues précédemment.

## *Annexe II : Méthodes de calcul des vitesses et accélérations angulaires d'un solide*

### **Méthode utilisant les opérateurs homogènes**

Cette méthode consiste à utiliser la relation entre la matrice de transformation homogène  $T_{0S_i}$ , définissant la position du repère  $R_i$  lié au segment  $S_i$  par rapport au repère global, et la matrice  $W(S_i/0)$  décrivant les vitesses linéaires et angulaires du solide  $S_i$ .

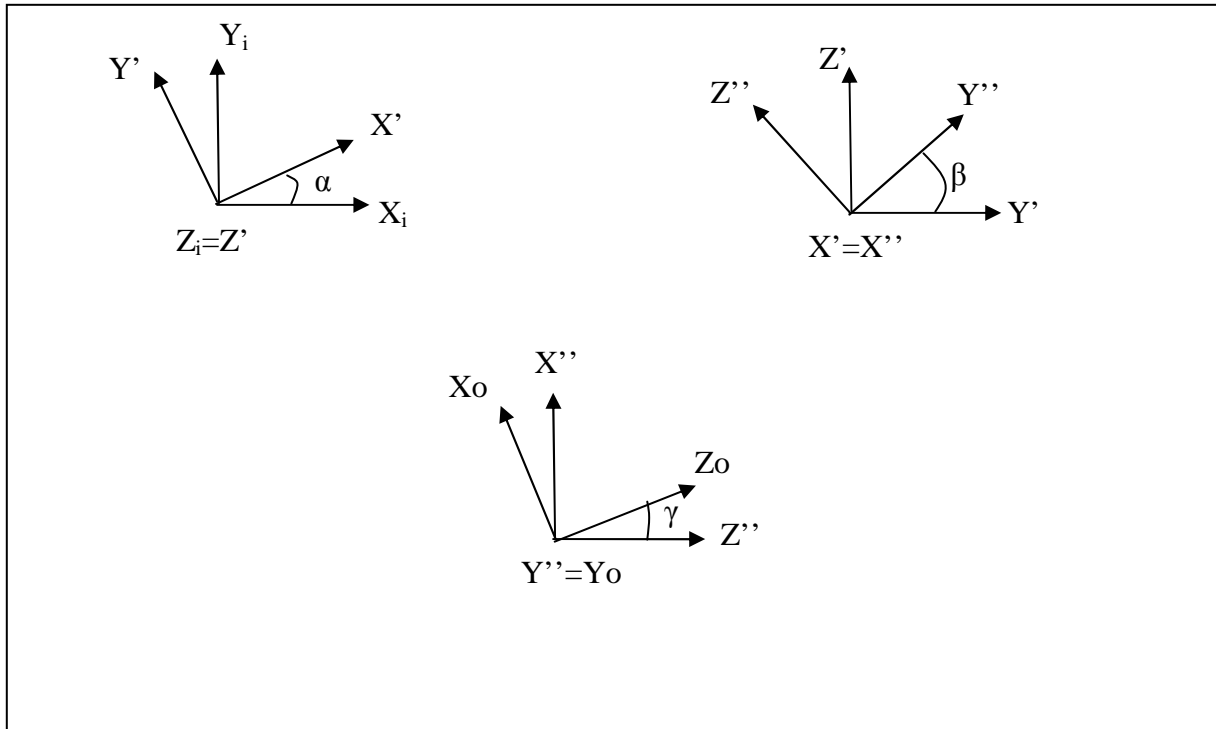
$$[W(S_i/0)] = \begin{bmatrix} \Omega(S_i/0) & \overrightarrow{V(O_{S_i}/0)} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}_{R0} = (\dot{T}_{0S_i})(T_{0S_i})^{-1}$$

$$[\Omega(S_i/0)] = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_z & \omega_y \\ \omega_z & 0 & -\omega_x \\ -\omega_y & \omega_x & 0 \end{bmatrix}$$

$$\text{où } \overrightarrow{\Omega(S_i/R0)} = \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix}_{R0}$$

### **Méthode utilisant la composition des vitesses angulaires**

On utilise la décomposition en axes mobiles de la matrice  $P_{R_i R_0}$  en 3 angles ( $\alpha$  autour de  $z_i$ ,  $\beta$  autour de  $X'$  et  $\gamma$  autour de  $Y_0$ ).



Représentation de la décomposition de la matrice  $P_{Ri/Ro}$  par une séquence d'axes mobiles  $z,x,y$

La composition des vitesses angulaires s'écrit :

$$\overline{\Omega(Ri/Ro)} = \overline{\Omega(Ri/R')} + \overline{\Omega(R'/R'')} + \overline{\Omega(R''/Ro)}$$

donc

$$\overline{\Omega(Ri/Rv)} = \alpha \vec{Z}_i + \beta \vec{X}' + \gamma \vec{Y}_o$$

On peut alors aisément exprimer ce vecteur dans le repère  $Ro$  à partir des angles  $\alpha, \beta$  et  $\gamma$ .

## *Annexe III : Repères anatomiques*

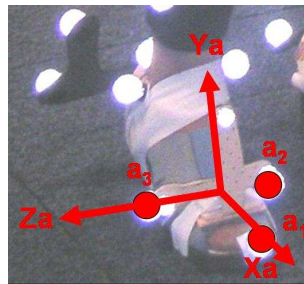
### **Segment avant pied**

#### *Points anatomiques utilisés*

- $a_1$  : hallux
- $a_2$  : tête du premier métatarsien
- $a_3$  : tête du cinquième métatarsien

#### *Construction du repère :*

Le centre du repère est le centre des marqueurs placés sur les métatarsiens. L'axe Z est l'axe passant par les marqueurs placés sur les métatarsiens orientés dans le même sens que l'axe Z du laboratoire. L'axe Y est perpendiculaire au plan formé par les trois marqueurs et orienté vers el haut. L'axe X est perpendiculaire aux deux autres tel que le repère soit orthonormé direct.



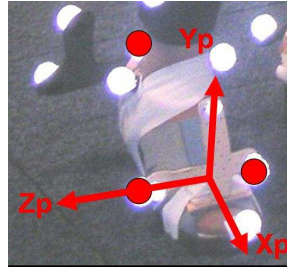
### **Segment pied**

#### *Points anatomiques utilisés*

- $p_1$  : bord supérieur du calcanéum
- $p_2$  : tête du premier métatarsien
- $p_3$  : tête du cinquième métatarsien

#### *Construction du repère :*

Le centre du repère est le centre des marqueurs placés sur les métatarsiens. L'axe Z est l'axe passant par les marqueurs placés sur les métatarsiens orientés dans le même sens que l'axe Z du laboratoire. L'axe Y est perpendiculaire au plan formé par les trois marqueurs et orienté vers le haut. L'axe X est perpendiculaire aux deux autres tel que le repère soit orthonormé direct.



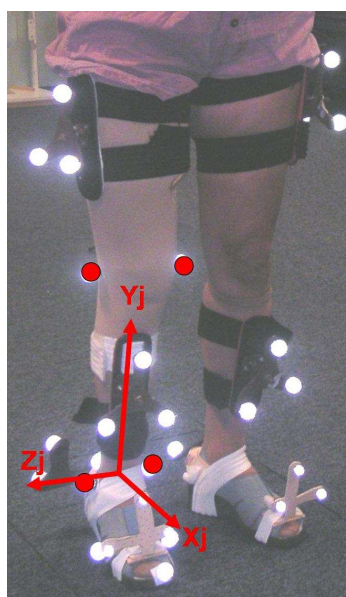
### Segment jambe

#### Points anatomiques utilisés

- $j_1$  : malléole médiale
- $j_2$  : malleole latérale
- $j_3$  : épicondyle médial
- $j_4$  : épicondyle latéral

#### Construction du repère :

Le centre du repère est le centre des malléoles. Le centre du repère est le centre des marqueurs placés sur les métatarsiens. L'axe Y est l'axe passant par le centre des malléoles et le centre des épicondyles et orienté vers le haut. L'axe X est perpendiculaire au plan formé par l'axe Y et le vecteur passant par les épicondyles et orienté vers l'avant. L'axe Z est perpendiculaire aux deux autres tel que le repère soit orthonormé direct.



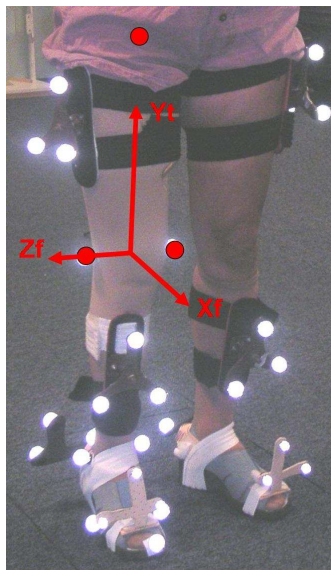
## Segment cuisse

### Points anatomiques utilisés

- $c_1$  : épicondyle médial
- $c_2$  : épicondyle latéral
- $c_3$  : centre de la tête fémorale

### Construction du repère :

Le centre du repère est le centre des épicondyles. L'axe Y est l'axe passant par le centre des condyles et le centre de la tête du fémur, orienté vers le haut. L'axe X est perpendiculaire au plan formé par l'axe Y et le vecteur passant par les épicondyles et orienté vers l'avant. L'axe Z est perpendiculaire aux deux autres tel que le repère soit orthonormé direct.



## Segment bassin

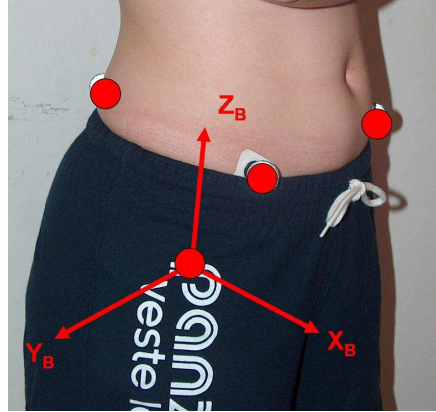
### Points anatomiques utilisés

- $b_1$  : épine iliaque antérosupérieure droite
- $b_2$  : épine iliaque antérosupérieure gauche
- $b_3$  : épine iliaque postérosupérieure droite

### Construction du repère :



Le centre du repère est le centre de la tête fémorale du côté considéré. L'axe Z est l'axe passant par les deux épines iliaques antérosupérieures orienté de la gauche vers la droite. L'axe Y est perpendiculaire au plan passant par les 3 marqueurs. L'axe X est perpendiculaire aux deux autres tel que le repère soit orthonormé direct.



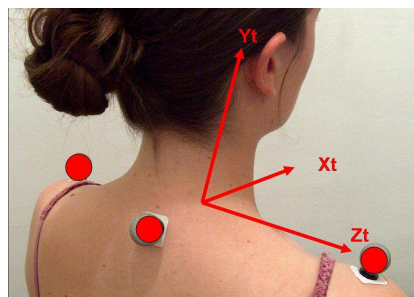
### Segment thorax

#### Points anatomiques utilisés

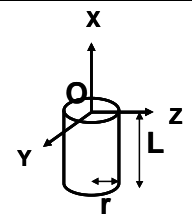
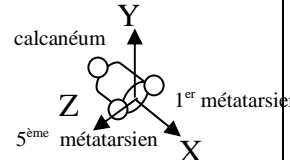
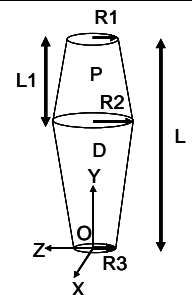
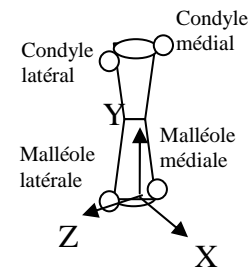
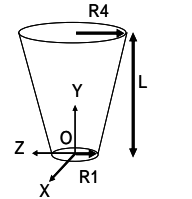
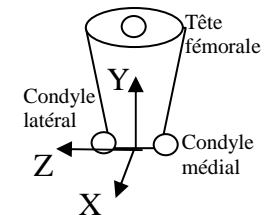
- $t_1$  : acromion droit
- $t_2$  : acromion gauche
- $t_3$  : processus épineux de la vertèbre T1

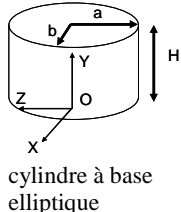
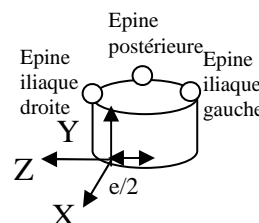
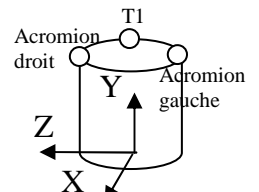
#### Construction du repère :

Le centre du repère est le centre des épines iliaques antérosupérieures (bassin). L'axe Z est l'axe passant par les deux acromions orienté de la gauche vers la droite. L'axe Y est perpendiculaire au plan passant par les 3 marqueurs. L'axe X est perpendiculaire aux deux autres tel que le repère soit orthonormé direct. La photo suivante ne représente que l'orientation des axes le centre étant au niveau du bassin



### Annexe IV : Calcul des paramètres d'inertie segmentaires

Segments	Modèle géométrique	Masse	Centre de gravité dans le repère local	Matrice d'inertie dans le repère local	Recalage avec la cinématique
Pied	 <p>Cylindre de longueur L et de rayon r</p>	$m = \Pi r^2 l d$	$\vec{OG} = -0.5l \vec{X}$	$I(G, S / R) = \begin{bmatrix} \frac{mr^2}{2} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{mr^2}{4} + \frac{mL^2}{12} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{mr^2}{4} + \frac{mL^2}{12} \end{bmatrix}$	
Jambe	 <p>2 cônes tronqués pour la partie proximale P et distale D</p>	$m_p = \frac{\Pi d L_1 (R_2^2 + R_2 R_1 + R_1^2)}{3}$ $m_d = \frac{\Pi d (L - L_1) (R_3^2 + R_2 R_3 + R_2^2)}{3}$	$\vec{OG}_p = \left[ \left( L + \frac{R_1 L_1}{R_2 - R_1} \right) + \frac{3 L_1 (R_2^4 - R_1^4)}{4 (R_2^3 - R_1^3) (R_2 - R_1)} \right] \vec{Y}$ $\vec{OG}_d = \left[ \left( -\frac{R_3 (L - L_1)}{R_3 - R_1} \right) + \frac{3 (L - L_1) (R_2^4 - R_3^4)}{4 (R_2^3 - R_3^3) (R_2 - R_3)} \right] \vec{Y}$ $(m_p + m_d) \vec{OG} = m_p \vec{OG}_p + m_d \vec{OG}_d$	<p>On calcule I(O<sub>p</sub>,P/R) et I(O<sub>d</sub>,D/R) selon la formule donnée pour le segment cuisse O<sub>p</sub> et O<sub>d</sub> étant les sommets des cônes tronqués</p> <p>On en déduit I(G<sub>p</sub>,P/R) et I(G<sub>d</sub>,D/R) puis I(G,P/R) et I(G,D/R) en appliquant le théorème de Huygens</p> <p>On a alors I(G,S/R) = I(G,P/R)+I(G,D/R)</p>	
Cuisse	 <p>cône tronqué</p>	$m = \frac{\Pi d L (R_4^2 + R_4 R_1 + R_1^2)}{3}$	$\vec{OG} = \left[ \left( -\frac{R_1 L}{R_4 - R_1} \right) + \frac{3 L (R_4^4 - R_1^4)}{4 (R_4^3 - R_1^3) (R_4 - R_1)} \right] \vec{Y}$	$I(Sc, S / R) = \begin{bmatrix} \frac{d\pi}{20} \left( L \frac{R_4^5 - R_1^5}{R_4 - R_1} + 4L^2 \frac{R_4^3 - R_1^3}{(R_4 - R_1)^3} \right) & 0 & 0 \\ 0 & \frac{d\pi}{10} L \left( \frac{R_4^5 - R_1^5}{R_4 - R_1} \right) & 0 \\ 0 & 0 & I_x \end{bmatrix}$ <p>Sc sommet du cône I(G,S / R) est obtenu en appliquant le théorème de Huygens</p>	

<p>Bassin</p>	 <p>cylindre à base elliptique</p>	$m = \Pi dabH$	$\vec{OG} = 0.5H\vec{Y}$	$I(O, S/R) = \begin{bmatrix} d\pi abH(\frac{a^2}{4} + \frac{H^2}{3}) & 0 & 0 \\ 0 & d\pi abH(\frac{b^2}{4} + \frac{b^2}{4}) & 0 \\ 0 & 0 & d\pi abH(\frac{b^2}{4} + \frac{H^2}{3}) \end{bmatrix}$	
<p>Tronc</p>					

## *Annexe V : Questionnaire et protocole de mesures*

### *anthropométriques*

Numéro :

Prénom :

Date de naissance :

Sexe :

Taille :

Poids :

Situation de famille :       Célibataire       Marié       Divorcé       Veuf

Nombre d'enfants et âge :

#### ACTIVITE

**Type d'habitation :**       Maison       Appartement       Maison de retraite

Nombre de niveaux : .....

Commodités d'accès :       Escaliers       Ascenseur

N° d'étage : .....

**Activité professionnelle :** .....

**Loisirs et pratiques sportives :**

**Si le patient exerce une profession, marche-t-il, sur le lieu de travail :**

Peu       Relativement peu       Relativement souvent       Souvent

• Moyen de transport pour se rendre au lieu de travail :

A pieds       En transports       En voiture individuelle       Autres

• Temps de trajet aller-retour :

< 10 min       10 – 30 min       30 min – 1 heure       > 1 heure

**Déplacements à pieds pour aller dans des commerces de proximité :**

Jamais       1 fois par semaine       2-3 fois par semaine       Tous les jours

**Courses en grandes surfaces :**

Jamais       1 fois par mois       2-3 fois par mois       Toutes les semaines

• Aide au déplacement :

**Déplacements à pieds d'une durée supérieure à 5 minutes en dehors des cas précédents ?**

Jamais       1 fois par semaine       2-3 fois par semaine       Tous les jours

#### ANTECEDENTS

Date d'amputation : .....





**Fiche sujet : mesures anthropométriques**

Sujet n°:

Poids :

Taille :

Prénom :

Age :

Sexe :

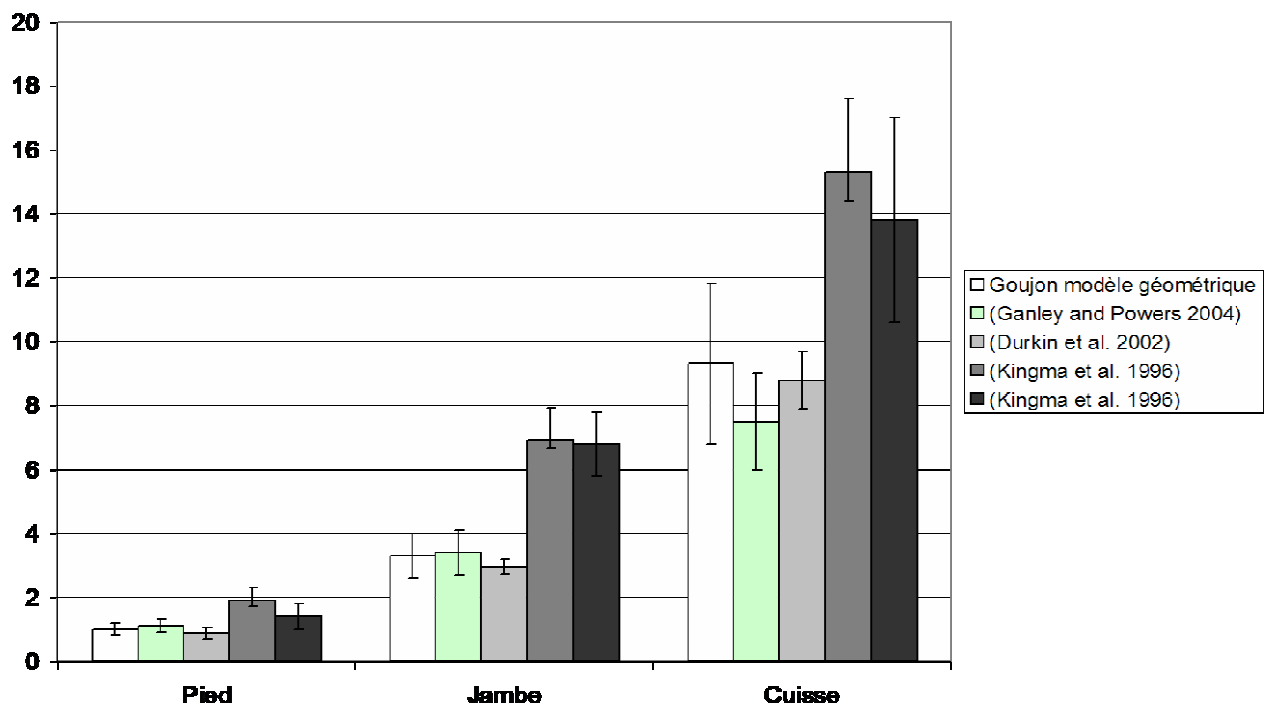
<b>Mesures</b>	<b>Côté droit</b>	<b>Côté gauche</b>
L' : longueur de l'épine iliaque au bord sup de la rotule		
$L2 = 1/2 L'$		
C4 : circonférence à L2		
L : longueur du bord inf de la rotule au dessus du coup de pied		
$L1 = 1/4 L$		
C2 : circonférence à L1		
c : circonférence du pied à la base de la voute plantaire		
C1 : circonférence du genou au niveau des marqueurs placés sur les condyles		
C3 : circonférence de la cheville au niveau des marqueurs des malléoles		
l : longueur du pied du calcanéum au 5ème métatarsien		

*Annexe VI : Comparaison des paramètres d'inertie  
segmentaires obtenus dans la littérature*

**Etudes utilisées**

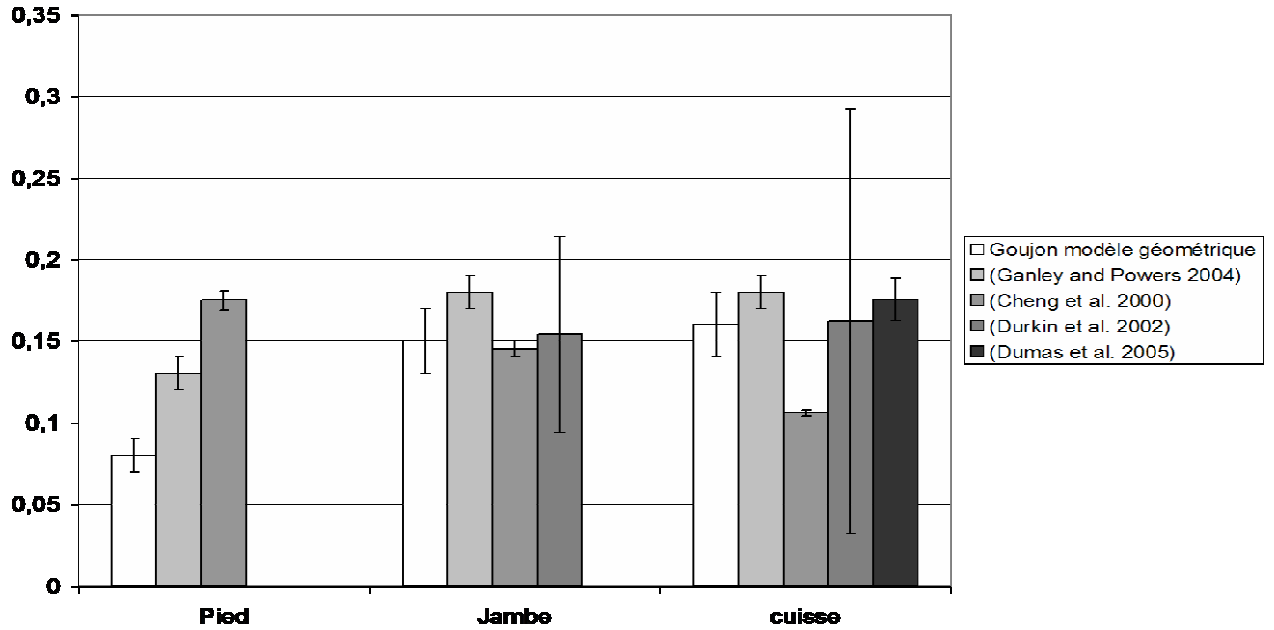
Etude	Goujon	Ganley	Cheng	Durkin	Dumas	Kingma
Sujets	32H – 13 F	10H – 10F	8H	100 sujets	8H – 8F	5H – 5F
Méthode	géométrique	proportionnel	IRM	DXA	EOS	géométrique et proportionnel

**Masses en kg pour chaque segment (les barres représentent + ou – un écart type)**

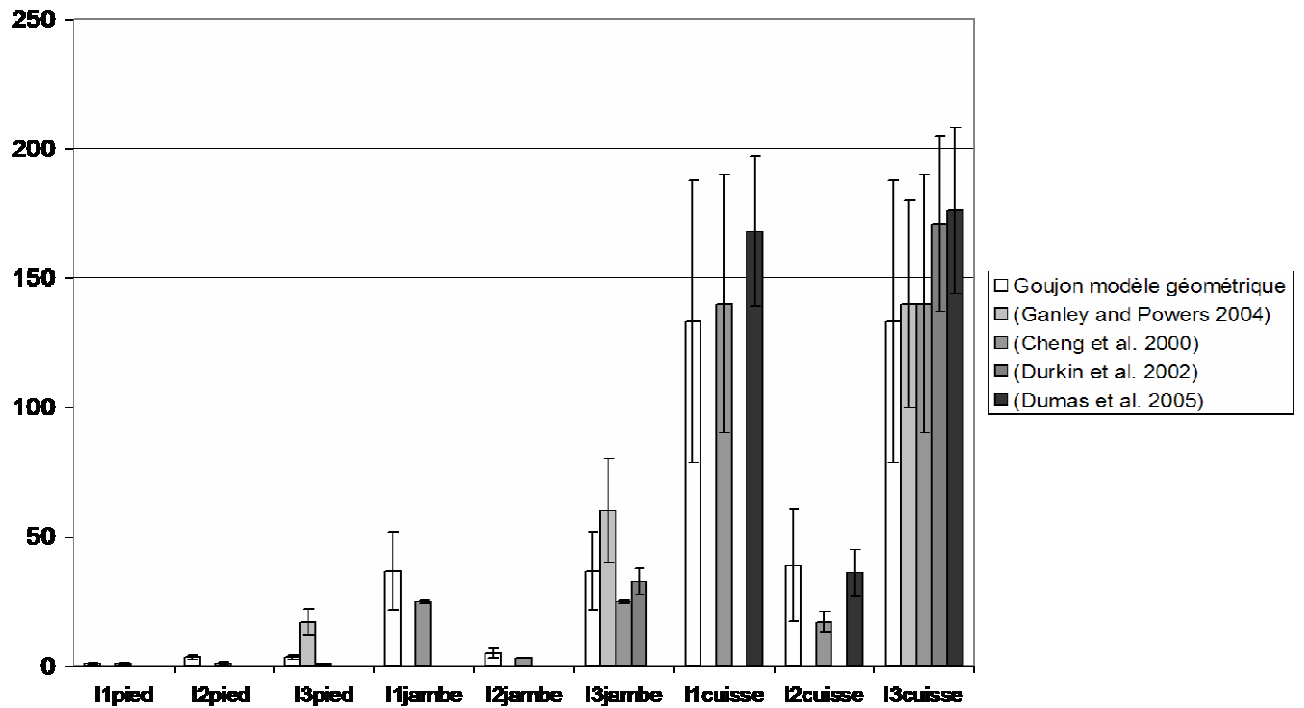




**Position du centre de gravité suivant l'axe longitudinal du segment en m par rapport à l'extrémité proximale du segment**



**Moments d'inertie principaux en gm<sup>2</sup>**



---

*Annexe VII : Article accepté par la revue par Prosthetics and  
Orthotics International*

---

A functional evaluation of prosthetic foot kinematics during lower-limb amputee gait

Running head: Functional evaluation of prosthetic foot

H Goujon<sup>1</sup>, X Bonnet<sup>1</sup>, P Sautreuil<sup>2</sup>, M Maurisset<sup>2</sup>, L Darmon<sup>2</sup>, P Fodé<sup>3</sup> & F.Lavaste<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire de biomécanique de l'ENSAM, Paris, France

<sup>2</sup>Centre d'appareillage d'Ile de France, Ministère de la défense, Fontenay-sous-Bois, France

<sup>3</sup>Centre d'Etude et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Woippy, France

**Abstract**

This paper reports on a functional evaluation of prosthetic feet based on gait analysis. The aim is to analyse prosthetic feet behaviour under loads applied during gait in order to quantify user benefits for each foot. Ten traumatic amputees (six trans-tibial and four trans-femoral) were tested using their own prosthetic foot. An original protocol is presented to calculate the forefoot kinematics together with the overall body kinematics and ground reaction forces during gait. In this work, sagittal motion of the prosthetic ankle and the forefoot, time-distance parameters and ground reaction forces were examined. It is shown that an analysis of not only trans-tibial but also trans-femoral amputees provides an insight in the performance of prosthetic feet. Symmetry and prosthetic propulsive force were proved to be mainly dependant on amputation level. In contrast, the flexion of the prosthetic forefoot and several time-distance parameters are highly influenced by foot design. Correlations show influential of foot and ankle kinematics on other parameters. These results suggest that prosthetic foot efficiency depends simultaneously on foot design and gait style. The evaluation, proposed in this article, associated to clinical examination should help to achieve the best prosthetic foot match to a patient.

**Keywords:** Trans-tibial, trans-femoral, prosthetic feet, gait

**Introduction**

Many prosthetic feet are now available for prosthetists in order to meet the patients' individual needs, but the prosthetic prescription remains difficult. Not only must the functional demand of the amputee be clearly identified but also the choice of prosthetic foot must be based on knowledge of behaviour of the foot during gait. This choice is often based on subjective criteria because of a lack of objective and quantitative methods.

Moreover feet designs are growing in complexity with the development of "energy-storing" feet. These feet are supposed to be capable of storing energy in the heel and the mid-foot during loading and releasing energy at push off (Wing and Hittenberger 1989). Consequently, as the cost of prosthetic feet increases it is necessary to justify the use of such components. To evaluate the foot itself, mechanical tests can be used. For example, Postema et al. (1997) measured the hysteresis of 4 feet and Lehman et al. (Lehman et al. 1993) tested the stiffness and the natural frequency of 3 feet. Geil et al. (Geil et al. 2000) even suggested an iterative method for viscoelastic modeling of prosthetic feet. These mechanical tests provide intrinsic feet characterization but they are not sufficient to evaluate prosthetic foot because of the variability of amputee gait schemes (Cortes A. 1997; Van der Linden M.L. 1999). Therefore, it appears essential to understand the behaviour of prosthetic feet during gait from a functional point of view in order to evaluate the user benefits for each foot.

Many studies have been carried out to compare different prosthetic feet using gait analysis. Among these, several focused on the evaluation of various feet (between 2 and 14) worn by trans-tibial amputees (Menard M.R. 1992; Mizuno N. 1992; Lehman J.F. 1993; Arya A.P. 1995; Snyder R.D.

1995; Cortes A. 1997; Postema K. 1997) whereas only one study (Van der Linden M.L. 1999) investigated the effects of 5 feet on the gait of 2 trans-femoral amputees. In these studies, biomechanical parameters are used. (Arya et al. 1995), Menard and Murray (Menard and Murray 1989; Menard et al. 1992) and Mizuno et al (1992) studied ground reaction forces during gait to compare feet. Cortes (Cortes et al. 1997) and Snyder (Snyder et al. 1995) added the measurement of ankle, knee and hip kinematics. Finally, Ehara (Ehara et al. 1993), Postema (Postema et al. 1997; Underwood et al. 2004), and Van der Linden (Van der Linden et al. 1999) used these measurements to calculate joint moments or joint powers. For all these studies, each amputee was examined with various feet.

The aim of this study is to evaluate prosthetic feet worn by trans-tibial and trans-femoral amputees, each amputee being examined with his own foot. An original protocol is proposed to record fore-foot and ankle kinematics together with the overall body kinematics and ground reaction forces during gait. This work focuses on the kinematics of the prosthetic foot and the ankle and their relation with time-distance parameters and ground reaction forces. Gait parameters are investigated according to the amputation level and the type of prosthetic foot.

## Material and methods

### Subjects

Nine male and one female amputees were considered during their clinical gait analysis examination. Among this group, six were trans-tibial and four were trans-femoral amputees. Mean age was 46.9 years, ranging from 33 to 70 years of age (Table I). They were all active walkers and none used assistive device. All subjects were amputated for traumatic reasons at least 5 years ago. A control group was composed of 35 non-amputated subjects, in good health, with normal gait, aged from 19 to 61 years (mean age 33.6 years).

**Table I : Subjects and prosthetic feet characteristics (conv : conventional feet, esf : energy storing feet)**

Patients	Sex	Age (years)	Weight (kg)	Height (cm)	Level of amputation	Time since amputation (years)	Prosthetic foot	Foot type
S1	M	33	63	171	femoral	9	Greissinger (Ottoböck)	conv
S2	M	38	72	176	femoral	34	1C40 (Ottoböck)	esf
S3	M	39	65	169	femoral	22	Sureflex (Flex-foot)	esf
S4	M	46	66	172	femoral	24	1C40 (Ottoböck)	esf
S5	M	56	79	160	tibial	52	1D10 (Ottoböck)	conv
S6	M	70	60	163	tibial	45	1C40 (Ottoböck)	esf
S7	F	43	52	155	tibial	29	SACH	conv
S8	M	38	78	182	tibial	8	Variflex (Flex-foot)	esf
S9	M	39	95	180	tibial	5	Variflex (Flex-foot)	esf
S10	M	63	70	173	tibial	43	1D10 (Ottoböck)	conv

### Prosthetic feet

Each subject wore his own prosthetic foot. Six different prosthetic feet were used by the amputees in the group (Table 1). Feet were classified according to their design. The conventional category

includes all the feet that do not have a built-in carbon leaf system. The energy-storing feet are, in contrast, feet that are designed with a carbon leaf within a cosmetic cover. Four amputees (one trans-femoral and three trans-tibial) were fitted with conventional feet and six amputees (three trans-femoral and three trans-tibial) with energy-storing feet (Table II). Correct prosthesis alignment and fitting was ensured by a certified prosthetist.

**Table II: Localisation of anatomical landmarks**

Fore foot	Distal extremity of hallux	HAL
Aft foot	First metatarsal head	MT1
	Fift metatarsal head	MT5
	Upper rigid calcaneus surface	CAL
Shank	Medial mallolus	MM
	Lateral malleolus	LM
	Lateral epicondyle	LE
Femur	Medial epicondyle	ME
	Right anterior iliac spine	EASD
Pelvis	Left anterior iliac spine	EASG
	Right posterior iliac spine	EPSD
	Right acromio-clavicular joint	AD
Trunk	Left acromio-clavicular joint	AG
	Spinous process of T1 vertebra	T1

### *Material*

Experimental sessions took place in Gait Analysis Laboratory at the Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (CERAH) in Creteil. For each test session, bilateral kinematics were collected by means of an optoelectronic motion analysis system (Vicon ® 524, Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK) with a sampling frequency of 50 Hz. Simultaneously, ground reaction forces were recorded by two force plates (AMTI ® Advanced Mechanical Technology, Inc, Massachussetts, OR6-5) which were built-in level with the floor of the 10 m long walkway. Ground reaction forces were synchronised with kinematics data sampling.

The optoelectronic system was composed of six principal cameras, covering the overall measured volume (3m\*0.8m\*1.8m) and six mini cameras, focusing on a space around the force plates, to accurately measure feet motion. These mini cameras have been specially designed for measurement in a small space and were placed directly on the floor. On the whole, 30 reflective markers were placed on body segments and prosthetic elements during gait. Sixteen additional markers were used to locate anatomical landmarks during a static measure but were removed during gait trials.

### *Experimental procedure*

Each session contains 3 parts.

Part 1: Three questionnaires were used. The first one was intended for the patient and was used to obtain information about anthropomorphic characteristics, gait habits and possible pain or discomfort experienced during gait. The second questionnaire was used by the specialist medical doctor and covered medical information such as stump condition or joint mobility. Finally, the third questionnaire was filled by the prosthetist and provided a description of prosthetic components.

Part 2: The patient was tagged with 26 reflective markers (only one leg is marked). To begin with markers were placed on 14 anatomical landmarks of the trunk (3 markers), pelvis (3 markers), thigh (2 markers), shank (2 markers) and foot (4 markers) (Table II). Then rigid plates of 3 markers were fixed around thigh (3 markers), shank (3 markers) and foot (6 markers). The thigh and the shank devices have been developed by (Marin et al. 1999). For the hind-foot, a soft shoe has been designed (Figure 1) that simultaneously allows the attachment of a plate to the calcaneus and variation of the height of the heel thus maintaining the prosthetic alignment for each patient. The shoe is soft enough to enable

normal motion of the forefoot. At the forefoot, a plate was strapped to the second and third toes (Figure 1) for the sound side whereas markers were directly pasted on prosthetic foot.



**Figure 44 : heel and toes devices**

The protocol began with two sets of static measurements during which the positions of all the markers were recorded successively for the right and the left lower limb. For the prosthetic side, the markers were placed to correspond to the sound side. These markers allow the study of the whole body. This present paper is focused on the foot but future studies will analyse the consequences of foot behaviour on other joints.

The hip joint location was assessed using the protocol described by (Leardini et al. 1999).

Part 3: In the last part of the session, the subject performed 10 walking trials at his/her self-selected speed. For this part of the procedure anatomical landmarks of thighs, shanks and feet were removed. Therefore, the patient is equipped with 30 markers (3 on the trunk, 3 on the pelvis, 3 on each tripod for the two thighs, the two shanks, the two feet and the two forefeet). A trial is considered as successful when each foot landed completely on a different force plate throughout its stance phase.

This experimental procedure allows assessment of the kinematics of the entire body.

#### *Data analysis*

Data were processed using Matlab® (Mathworks,USA) software. Positions of the hip joints were calculated according to the method described by Cappozzo (Cappozzo 1984) and validated by Leardini (Leardini et al. 1999).

The local axis system was defined for each segment and described by Bonnet (Bonnet 2004). The orientation of the axis systems are in agreement with the ISB Committee for Standardization (Wu and Cavanagh 1995).

The method used to calculate joint angles during experimental trials was described by Marin (Marin et al. 1999).

The data obtained were averaged for the 10 walking trials of each subject. A set of parameters was calculated concerning time-distance data, specific points on the kinematic and ground reaction force graphs and their occurrence in percentage of gait cycle. Force data were normalized by body weight.

The ratio expressed in percent between the prosthetic stance and sound stance durations was also studied as an estimation of the symmetry of gait.

Time-distance parameters were defined as follows:

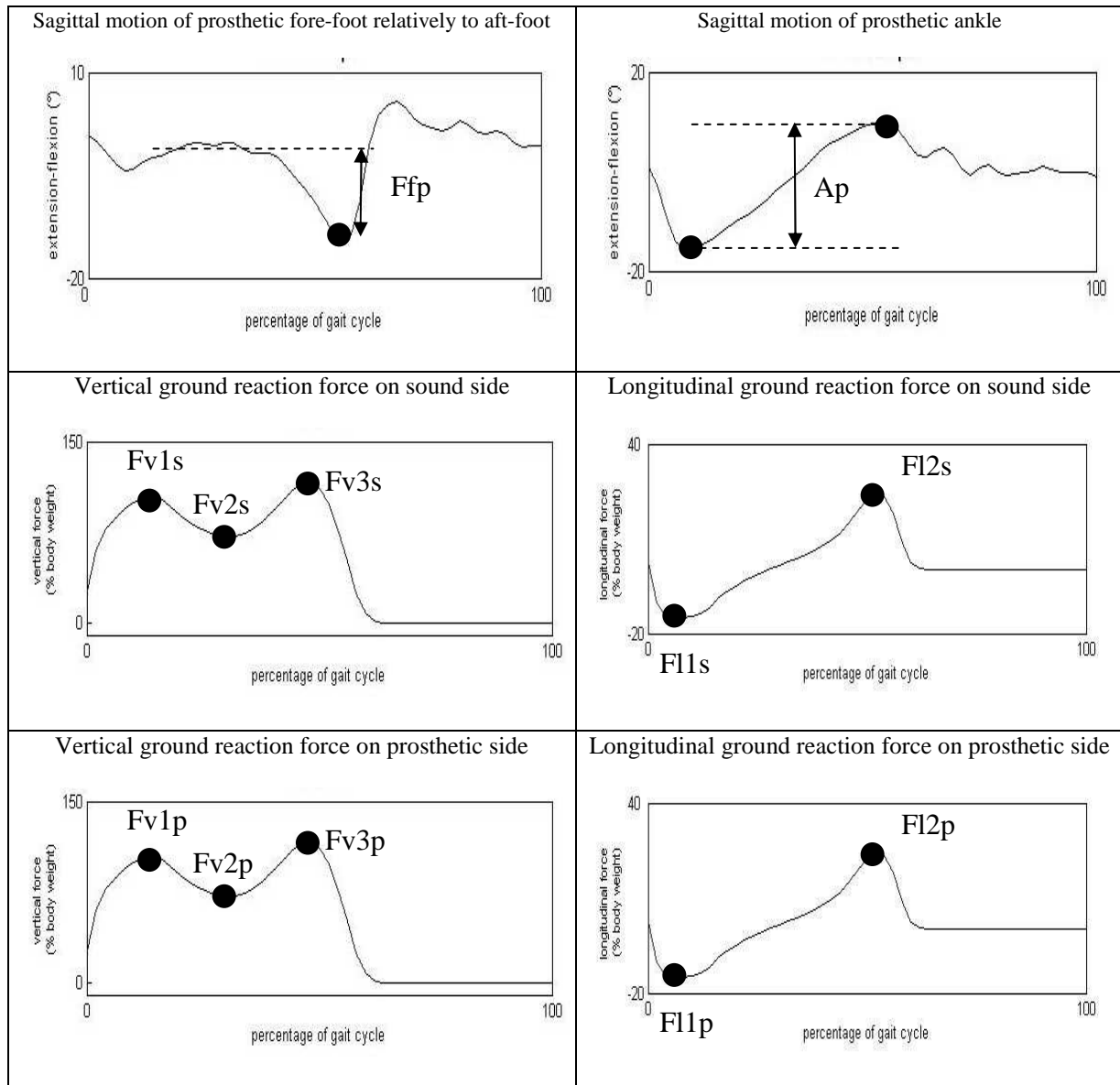
- Amputated double support corresponds to the period between the beginning of stance on prosthetic side and the end of stance on sound side.
- Amputated step length is calculated as the distance between the heel of the amputated limb position at heel strike and the heel of the sound limb position at heel strike.

To lead the present study, some parameters were selected in order to compare feet. They can be classified in two groups:

- Sagittal prosthetic fore-foot and ankle kinematics which are used to quantify foot behaviour during gait.
- Ground reaction forces and time-distance parameters which are used to evaluate the overall gait efficiency.

The parameters used are detailed in Table III.

**Table III : kinematic and kinetic parameters**



### *Statistical analysis*

Significant differences between parameters according to the level of amputation and the foot type were determined by analysis of variance (ANOVA). Level of significance was set at  $p=0.05$ . Due to the sample's restricted size, the Spearman non-parametric test was used to establish correlation between parameters for the whole group and for the restricted group of patients wearing energy-storing feet.

## **Results**

### *ANOVA*

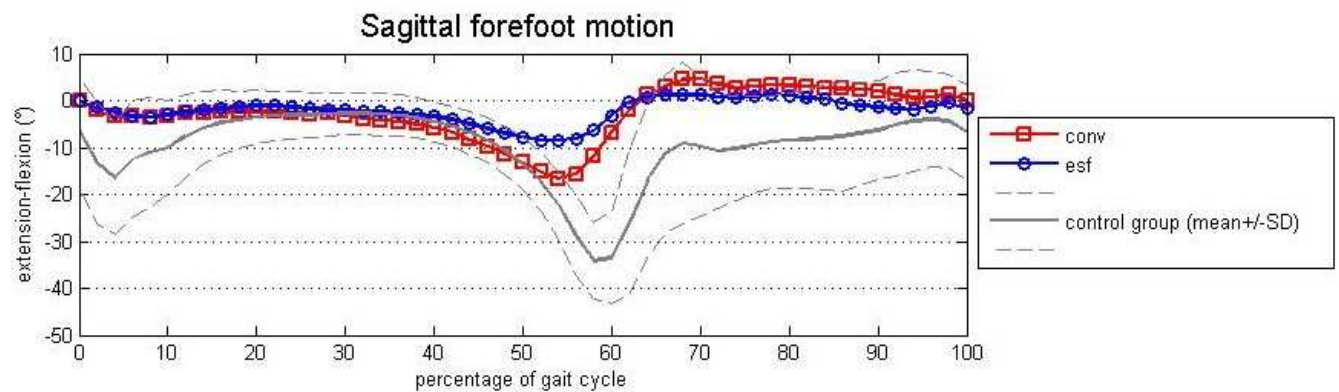
The results of ANOVA enabled the parameters to be classified. Some parameters are mostly dependant on foot type. Table IV summarizes the results obtained for this group of parameters.

Most of the time-distance parameters of the amputated side are influenced by foot type. Mean double support duration on amputated side is increased for patients fitted with conventional feet. It was noted that walking velocity and amputated step length are greater for the group of patients equipped with energy storing feet.

**Table IV : Mean and standard deviation of parameters according to foot type (conv : conventional feet, esf : energy storing feet)**

Parameters	conv (mean, standard deviation)	esf (mean, standard deviation)	ANOVA p-values
Amputated double support (% gait cycle)	11.5 (1.4)	9.3 (1.4)	0.02
Walking velocity (m/s)	1.05 (0.16)	1.3 (0.12)	0.03
Amputated step length (m)	0.62 (0.04)	0.7 (0.029)	0.02
Ffp (°)	-15 (2)	-8 (2)	0.0024
Fv2s (% body weight)	80 (5)	67 (10)	0.0187

A significant difference is observed for the maximum angle of fore-foot relative to hind-foot according to foot types. The graphs of prosthetic fore-foot angles for the two types of feet and for a control group are shown on Figure 2. For the control group, the mean maximum toe extension mean is 35° (standard deviation 8°).



**Figure 2 : Mean sagittal motion of prosthetic forefoot for amputees wearing conventional feet (conv) and for amputees wearing energy-storing feet (esf) compared with sagittal motion of forefoot for the control group**

The mean of the parameter Fv2s (local minimum of vertical ground reaction force on the sound side) is statistically lower for patients wearing conventional feet (80% of body weight) compared to patients wearing energy-storing feet (67% of body weight).

A second group of parameters is highly influenced by amputation level. The second peak of longitudinal ground reaction force is often named the propulsive force. This propulsive force is significantly greater ( $p=0.0015$ ) on amputated side for trans-tibial patients (mean: 16% of body weight, SD: 1% of body weight) than for trans-femoral patients (mean: 9% of body weight, SD: 3% of body weight). Symmetry is significantly ( $p = 0.05$ ) better for trans-tibial patients (mean: 99%, SD 4%) than for trans-femoral patients (mean : 94%, SD: 2%).

All others parameters studied were not proved to be significantly dependant on foot type or amputation level.

#### Correlations

Correlations were searched for between the prosthetic foot and ankle kinematic parameters and time-distance parameters, on the one hand, and the ground reaction forces (on the amputated and sound

sides), on the other hand. This research was first of all conducted on the whole group of amputees in order to determine if the kinematic characteristics of the two types of feet have functional consequences on the overall quality of gait or on force transmission. It was then conducted on the group of patients wearing energy-storing feet. These correlations give an insight in the relations that exist between the particular motion of energy-storing feet and the behaviour of sound side or the gait dynamism.

Table V shows significant Spearman coefficients obtained on the whole group. Significant correlations were identified for prosthetic foot parameters while none was found for prosthetic ankle parameters. For the whole group, relationships are shown between fore-foot kinematics and time-distance parameters. Walking velocity and amputated step length increases when Ffp increases. As Ffp has a negative value (flexion of forefoot is negative), it means that velocity and step length increase when the maximum angle value of fore-foot relative to hind-foot decreases. For the amputated double support duration the opposite is true. The amputated double support duration is prolonged when the maximum angle value increases.



**Table V : Spearman coefficient of correlation for the whole group of amputees**

Spearman coefficient (p-value)	Walking velocity (m/s)	Amputated step length (m)
Ffp (°)	0.7 (p=0.04)	0.7 (p=0.03)

Table VI shows the significant correlations found in the energy-storing feet group. A strong correlation is found between the prosthetic ankle range of motion and walking velocity. A correlation exists between the fore-foot flexion Ffp and first peak of anteroposterior force on sound side F1s (Spearman coefficient=0.9).

**Table VI : Spearman coefficient of correlation for energy storing feet group**

Spearman coefficient (p-value)	F1s (%body weight)	Walking velocity (m/s)
Ffp (°)	0.9 (p=0.04)	
Ap (°)		1 (p=0.02)

## Discussion

The purpose of this study was to analyse the influence of prosthetic foot choice on traumatic trans-tibial and trans-femoral amputee gait.

Studying the two major levels of amputation simultaneously allows the evaluation of foot efficiency for very different gaits. Some anterior studies investigated trans-tibial amputee gait (Winter 1988), whereas others considered trans-femoral amputees only (Sjödahl et al. 2002). Comparing their results, huge differences can be seen in the biomechanical parameters, suggesting that gait patterns are significantly different between trans-tibial and trans-femoral amputees. The advantage of the present study is to highlight main influential of gait style on gait symmetry and prosthetic propulsive force. Previous studies gave results of stance phase duration for trans-tibial (Powers et al. 1998) and trans-femoral amputees (Boonstra et al. 1994) but methods were different and comparison is difficult. Here, symmetry was proved to be directly dependant on amputation level. Moreover, the influence of foot type is negligible on this parameter. Propulsive force on amputated side was also determined by amputation level. This finding confirms the hypothesis of (Arya et al. 1995) who suggested that propulsive force is mainly influenced by walking pattern rather than by prosthesis. Their conclusion was limited since they could not quantify gait style on the group of trans-tibial amputees. Cortes (Cortes et al. 1997) also showed that prosthetic propulsive force is more influenced by cadence rather than prosthetic foot type. This result explains why (Postema et al. 1997) did not observe any significant difference in the propulsive force of trans-tibial amputees wearing various feet.

On the contrary, some parameters were not sensitive to amputation level but highly influenced by foot type. Foot motion is assumed to be very different for conventional feet compared to energy-storing feet. To assess accurate foot motion, the protocol used in the present work proposes a new view of the foot as two articulated rigid bodies corresponding to the fore-foot (in front of the metatarsal head area) and the hind-foot (behind the metatarsal head area). Whereas previous studies (Lehman et al. 1993; Snyder et al. 1995; Postema et al. 1997) were limited to ankle motion analysis, this present work enables the calculation of fore-foot motion. Moreover, the use of a heel device improves also the calculation of ankle motion. Indeed, in anterior studies (Snyder et al. 1995; Van der Linden et al. 1999) the foot is located by markers placed on the shoe. This method does not consider the foot deformations at the mid-foot during gait, which are not negligible. Attaching a device to the heel allows the calculation of the relative motion between shank and heel which can be considered as rigid bodies. Finally, this method differentiates the ankle motion due to the deformation between rigid part of shank and heel and the fore-foot motion corresponding to the deformation between heel and metatarsal head area.

With that in mind, the sagittal ankle range of motion appears to be not significantly dependant on foot type. This finding is in apparent contradiction with results of previous studies which report an increased total ankle range of motion with energy-storing feet (Lehman et al. 1993; Postema et al.

1997; Hafner et al. 2002). This discrepancy can be explained since foot deformations between the heel and metatarsal heads are taken into account in the calculation of ankle motion by these authors. The design of energy-storing feet obviously permits a large movement of the mid-part of the foot due to the carbon leaf flexibility (Wing and Hittenberger 1989).

On the contrary, it has been found that the energy-storing fore-foot flexes significantly less than the conventional fore-foot during late stance phase. Mechanical tests (Lehman et al. 1993; Geil 2001) show a higher stiffness of conventional feet compared to energy-storing feet. However, these mechanical tests were carried out in quasi-static conditions and the calculation used the overall deformation of the foot. During gait, dynamic forces and moments are applied to the fore-foot that can lead the conventional fore-foot to flex a great deal because there is no structural element under the cosmetic cover at the front end of the foot.

The amputated step length, walking velocity, double support on amputated side and local minimum of vertical force on sound side are dependant on foot type. The decrease of vertical load applied on the intact limb at mid-stance with energy-storing feet demonstrates the efficiency of propulsive action of these feet. The progress of the sound stance phase is conditioned by the prosthetic late stance phase and prosthetic swing phase. A better propulsive action of foot has repercussions on the centre of mass displacement during swing phase and is expressed by a decrease of load applied on the sound side during the single support phase. Simultaneously, an overall alteration of gait is observed with conventional feet expressed as a decrease of velocity, an increase of double support on the amputated side and a greater asymmetry of step lengths.

Moreover, correlations are found between these parameters and Ffp, which involves that time-distance parameters are directly linked to foot kinematic behaviour. These correlations suggested that the stiffer extremity of energy-storing feet allows a prolongation of prosthetic step preventing collapse on the sound side in prosthetic late stance phase. Studying the more restricted group of amputees wearing energy-storing feet, other correlations were found. Walking velocity and prosthetic ankle range of motion are highly correlated. This finding is consistent with the suggestion by (Hafner et al. 2002) who supposed that improvements concerning time-distance parameters are due to the properties of the energy-storing foot's flexible keel during the mid-stance phase.

The strong correlation between prosthetic ankle motion and velocity is proof that a less stiff ankle keel allows a better progression of the whole body. Moreover, the degree of flexion of fore-foot relatively to hind-foot is correlated with the the magnitude of the maximal anteroposterior force at sound heel strike (F11s). A stiffer prosthetic fore-foot prevents a too high anteroposterior first peak of force on the sound side. Indeed, a stiffer fore-foot allows a better control of weight transmission in late stance phase.

## Conclusion

An original protocol was proposed for assessment of prosthetic foot performance. The number of subjects was limited, so the preliminary results should be confirmed through a more extensive study. With that in mind, main findings were as follows:

- Symmetry and prosthetic propulsive force are determined by gait pattern rather than by foot type.
- Propulsive action of energy-storing feet is shown by an improvement of body dynamic displacement during mid-stance on the sound side.
- An overall improvement of gait with regards velocity, step length and double support time is observed with energy-storing feet and is due to a decrease of maximum angle of the fore-foot relative to the hind-foot avoiding collapse in the prosthetic late stance phase.
- With energy-storing feet, velocity is increased by a larger range of motion of the prosthetic ankle and a decrease of fore-foot flexion allows reducing the peak of anteroposterior force on sound side.

To sum up, the present study succeeds in quantifying accurate motions of prosthetic ankle and fore-foot and their consequences on the overall gait parameters. Thus, through this study, the understanding of energy-storing foot behaviour is improved. Two amputation levels were investigated to assess simultaneously gait pattern influential. A clinical use of this protocol associated with muscular capability evaluation will be a help to determine adequacy of prosthetic foot provision to a patient.



# Resumé

---

## RESUME :

Le travail présenté dans cette thèse répond à une attente, exprimée par les cliniciens, d'objectiver leur pratique. Le traitement du handicap (notamment de l'amputé) requiert des moyens d'évaluation performants. Les technologies disponibles actuellement et les méthodes et modèles utilisés en biomécanique permettent d'envisager la réalisation d'examens standardisés de la marche utilisant ces moyens.

Le partenariat double, industriel (PROTEOR) et clinique (Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés), dont nous avons bénéficié, a permis d'ancrer notre recherche dans un environnement concret.

Le premier résultat de cette thèse est la constitution et l'exploitation de deux bases de données de paramètres de la marche. L'une concerne 55 sujets asymptomatiques et sert de référence. L'autre synthétise les résultats obtenus pour 27 patients amputés fémoraux. L'analyse des données a mené à l'extraction de paramètres quantitatifs caractéristiques de la marche de ces sujets. Le caractère tridimensionnel de l'étude est essentiel et constitue une particularité de ce travail.

Le deuxième objectif atteint au cours de cette thèse est la mise en place et l'évaluation préliminaire d'un modèle dynamique de l'amputé fémoral. L'utilisation de ce modèle en lien avec les efforts exercés au sol améliore la compréhension des écarts observés chez l'amputé fémoral par rapport aux sujets asymptomatiques. La validation par le calcul de la résultante des efforts externes est la première réalisée sur l'amputé fémoral et démontre l'intérêt et les perspectives d'une telle analyse.

**Mots clés :** *amputés fémoraux, paramètres biomécaniques de la marche, analyse cinématique, modèle, dynamique*

## ABSTRACT :

The present work is motivated by the request of clinicians for objective parameters to evaluate their clinical practice. In the field of rehabilitation, it is particularly important to develop tools of diagnosis and evaluation. The recent progress in motion capture associated to the development of methods and models used in biomechanics should allow to proposed new protocols of gait analysis, which can be conducted during the clinical examination of the patient.

This work was conducted with both an industrial partner PROTEOR (french leader in prosthesis manufacturing) and a clinical partner CERAH (center of research in rehabilitation).

The first result of this PhD is the data collection for two groups of subjects. The first data base is composed of 55 asymptomatic subjects who represent the reference population. The second one contains the parameters for 27 trans-femoral patients. Data analysis led to the definition of some characteristics of trans-femoral amputee gait. An important point is that this analysis is in 3D.

The second aim reached during this PhD is the definition and the first evaluation of a dynamic model of an amputated patient. We proposed a validation which consisted in calculating external forces applied on the body. This method is for the first time applied to femoral amputees. The interest and the perspective of such a dynamic model for the evaluation of amputees are shown.

**Keywords :** *Trans-femoral amputee, biomechanical parameters, kinematics, dynamic model*