Mise en situation numérique et expérimentale de composants prothétiques pour l'appareillage de personnes amputées du membre inférieur

Xavier Bonnet

▶ **To cite this version:**

Xavier Bonnet. Mise en situation numérique et expérimentale de composants prothétiques pour l'appareillage de personnes amputées du membre inférieur. Sciences du Vivant [q-bio]. Arts et Métiers ParisTech, 2009. Français. NNT : 2009ENAM0038 . pastel-00005836

HAL Id: pastel-00005836
https://pastel.hal.science/pastel-00005836

Submitted on 17 Jun 2010

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.

N°: 2009 ENAM 0038

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

T H È S E

pour obtenir le grade de

Docteur
de
l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique "

présentée et soutenue publiquement
par

Xavier BONNET

le 11 décembre 2009

MISE EN SITUATION NUMERIQUE ET EXPERIMENTALE DE COMPOSANTS PROTHETIQUES POUR L'APPAREILLAGE DE PERSONNES AMPUTEES DU MEMBRE INFERIEUR

Directeur de thèse : ***François LAVASTE***

Co-encadrement de la thèse : ***Hélène PILLET***

Jury :

Philippe GORCE, Professeur des Universités, Université du Sud Toulon Var ..... Rapporteur
Michel JACQUEMIER, Docteur en médecine, PH, chirurgie orthopédie pédiatrique, CHU la Timone Marseille ..... Examinateur
François-Xavier LEPOUTRE, Professeur des Universités, Valenciennes ..... Examinateur
Noël MARTINET, Docteur en médecine, MPR, IRR Nancy..... Examinateur
Olivier REMY-NERIS, Professeur des Universités, PH, MPR Université de Bretagne .... Rapporteur
Hélène PILLET, Maître de Conférences, Arts et Métiers ParisTech..... Examinateur
François LAVASTE, Professeur émérite, Arts et Métiers ParisTech ..... Examinateur
Wafa SKALLI, Professeur des Universités, Arts et Métiers ParisTech..... Examinateur
Pascale FODE, Docteur en médecine, MPR, Directrice du CERAH, Metz..... Invité
Jacky MILLE, Ingénieur, Directeur R&D, Proteor, Dijon ..... Invité

Laboratoire de Biomécanique
Arts et Métiers ParisTech, centre de Paris

Arts et Métiers ParisTech (Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers) est un Grand Etablissement dépendant du Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche, composé de huit centres :
AIX-EN-PROVENCE ANGERS BORDEAUX CHÂLONS-EN-CHAMPAGNE CLUNY LILLE METZ 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 pour m'avoir dirigé dans ce travail de thèse et pour son enthousiasme sans limites.

Hélène Pillet, maître de conférences, co-encadrante de ce travail, pour ses qualités humaines et scientifiques quotidiennes.

Mme le Pr Wafa Skalli, directrice du Laboratoire de Biomécanique, pour son accueil et de me faire l'honneur de participer à mon jury.

M le Pr Philippe Gorce et M le Pr Olivier Remy-Neris pour avoir accepté d'être rapporteur de cette thèse.
M le Dr Noël Martinet, pour toutes les discussions que nous avons eues et pour me faire l'honneur de participer à mon jury.
M le Dr Michel Jacquemier, et M le Pr François-Xavier Lepoutre de me faire l'honneur de participer à mon jury.

La société Proteor, notamment,
M Philippe Guérit, pour son accueil à Proteor et pour l'intérêt porté à ce projet
M Jacky Mille, directeur R&D et M François Deboissy, responsable produits, pour l'encadrement de cette thèse de recherche partenariale.
Mme Marielle Cazin, M René Castaldo, M Michel Povelot, et les orthoprothésistes que j'ai pu rencontrer pour leur partage d'expériences.
Dominique, Franck, Fabien, Francis, Jean-Christophe, Jean-Claude, Gérald du bureau d'études pour leurs compétences et leur aide.
Le secrétariat pour leur patience.

Le CERAH, notamment,
Mme le Dr Pascale Fodé et M Eric Padieu, pour leur implication, leur confiance et leur intérêt dans ces travaux de recherche.
M Alain Pawlowski, et M Nourredine El Fettahi pour leur collaboration.
Didier, Jérémy, Christian et Christian pour leur soutien, pour leur expérience et leur gentillesse
Le service de ressources documentaires pour son efficacité

Raphaël, Constance, Vincent, Marie Agnès, Alain et tous les autres chercheurs que j'ai rencontrés à droite à gauche.

Le « Labo », notamment
Momo, Elisabeth, Jojo ; Tonton, Thomas, Virginie, Lucas et la valo ; Kristof, Erwan, Jérome et les sportifs, Martine, Orels, et la team belette ; Xavier, Ludo et la caravane, Woolf et les derniers DEA du LBM, Moumoun et ceux qui marchent debout ; Céline Emilie et les autres docteurs ; Baptiste, Elena et les autres doctorants, Barbara, Yohann, Audrey et les PF-entes… et enfin tous ceux qui font que c'est sympa d'arriver au labo le matin.

Mes amis, l'A118 et clin d'œil à la petite bûchette canadienne.

« Salut à toi » Kévin

Ma famille, pour leur soutien.

Marion, « Ses yeux à elle c'est pas des yeux …»

Table des matières

REMERCIEMENTS **1**

TABLE DES MATIERES **3**

INTRODUCTION GENERALE **9**

CHAPITRE 1 : ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE DE LA MARCHE DE PERSONNES APPAREILLEES DU MEMBRE INFERIEUR **11**

1. MARCHE ET CONSOMMATION ENERGETIQUE DES PERSONNES AMPUTEES TRANS-TIBIALES ET TRANS-FEMORALES **11**

2. APPAREILLAGE DES PERSONNES AMPUTEES TIBIALES **12**

2.1. DEFINITION DU CYCLE DE MARCHE 13

2.2. FONCTION DU PIED ET DE LA CHEVILLE SAINE 13

2.3. PIEDS PROTHETIQUES / ENSEMBLES PIEDS CHEVILLES 14

2.4. ANALYSE DE LA MARCHE DES PERSONNES AMPUTEES TIBIALES : 16

2.4.1. Complexe pied cheville prothétique *17*

2.4.2. Compensations du membre résiduel *17*

2.4.3. Compensations du membre controlatéral *18*

2.4.4. Influence de l'alignement *19*

2.4.5. Pieds à restitution d'énergie versus pieds conventionnels *19*

3. APPAREILLAGE DES PERSONNES AMPUTEES TRANS-FEMORALES **23**

3.1. EMBOITURE ET OSTEOINTEGRATION 23

3.2. GENOUX PROTHETIQUES 25

3.2.1. Genoux prothétiques existants *25*

3.2.2. Apport des genoux à microprocesseur *29*

3.3. PIED CHEVILLE 33

3.4. COMPENSATIONS DES MEMBRES RESIDUELS 33

4. CONCLUSION DE LA SYNTHESE BIBLIOGRAPHIQUE ET ORIENTATION DU TRAVAIL DE RECHERCHE EN ANALYSE DU MOUVEMENT **34**

CHAPITRE 2 : INFLUENCE DE LA VITESSE DE MARCHE **35**

1. SYNTHESE BIBLIOGRAPHIQUE **35**

1.1. INFLUENCE DE LA VITESSE SUR LA MARCHE DE SUJETS SAINS 35

1.2. INFLUENCE DE LA VITESSE SUR LA MARCHE DE SUJETS APPAREILLES 36
1.2.1. Personnes amputées trans-tibiales 36
1.2.2. Personnes amputées trans-fémorales 37
1.2.3. Conclusion de la synthèse bibliographique 38
2. MATERIEL ET METHODES 38
2.1. SUJETS 38
2.2. REPERES ANATOMIQUES, MESURES STATIQUES 39
2.3. REPERES SPECIFIQUES LIES AU GENOU POLYCENTRIQUE 39
2.4. MODELISATION INERTIELLE ET METHODES DE CALCUL DES TORSEURS INTER SEGMENTAIRES 41
3. INFLUENCE DE LA VITESSE SUR LES PARAMETRES GENERAUX 42
3.1. PARAMETRES GENERAUX 42
4. INFLUENCE DE LA VITESSE SUR LES PARAMETRES CINEMATIQUES ET CINETIQUES DES SUJETS ASYMPTOMATIQUES 43
5. INFLUENCE DE LA VITESSE SUR LES PARAMETRES CINEMATIQUES ET CINETIQUES DES SUJETS AMPUTES TRANS-FEMORAUX 46
5.1. EVOLUTION DES PARAMETRES CINEMATIQUES DU GENOU PROTHETIQUE 46
5.2. EFFORTS EXERCES SUR LE SOL. 47
6. QUANTIFICATION DE LA PUISSANCE INTERNE 49
6.1. METHODE 49
6.2. INFLUENCE DE LA VITESSE 55
7. DISCUSSION 56
CHAPITRE 3 : ANALYSE DE LA DESCENTE D'ESCALIER 59
1. CONTEXTE DE L'ETUDE 59
2. SYNTHESE BIBLIOGRAPHIQUE 59
2.1. ETUDES SUR SUJETS SAINS 59
2.2. ETUDES SUR SUJETS APPAREILLES 61
2.2.1. Sujets amputés trans-tibiaux 62
2.2.2. Sujets amputés trans-fémoraux 63
3. MATERIEL ET METHODES / EVALUATION DE L'ESCALIER 63
3.1. ESCALIER UTILISE POUR L'ETUDE 63
3.2. EVALUATION DE L'INCERTITUDE LIEE A LA DETERMINATION DU CENTRE DE PRESSION 64
3.3. SPECIFICITES DU PROTOCOLE LIEES A L'ETUDE DANS LES ESCALIERS 64
3.4. BASE DE DONNEES DE SUJETS SAINS. 65

3.5. Sujets Appareilles 65
3.6. Definition du cycle de descente 66
4. RESULTATS : GROUPE CONTROLE 67
4.1. Parametres generaux 67
4.2. Courbes cinematiques et cinetiques des articulations du membre inferieur dans le plan sagittal 67
5. RESULTATS : SUJETS AMPUTES TRANS-FEMORAUX 71
5.1. Parametres spatio-temporels 71
5.2. Efforts appliques sur les marches 72
5.3. Cinematique et cinetique des articulations lors de la descente d'escalier dans le plan sagittal 74
5.3.1. Cheville 75
5.3.2. Genou 77
5.3.3. Hanche 79
6. DISCUSSION 81
6.1. Comparaison du groupe controle aux donnees de la litterature 81
6.1.1. Paramètres généraux 81
6.1.2. Paramètres cinématiques et cinétiques 81
6.2. Sujets amputes transfemoraux 81
6.2.1. Paramètres généraux 81
6.2.2. Trajectoire du centre de gravité 81
6.2.1. Comportement de la cheville 82
6.2.2. Comportement du genou 83
6.2.3. Comportement de la hanche 85
7. CONCLUSION 86
CHAPITRE 4 : EVALUATION EXPERIMENTALE ET NUMERIQUE DE GENOUX PROTHETIQUES 89
1. SYNTHESE BIBLIOGRAPHIQUE 89
1.1. Principe de fonctionnement en phase oscillante 89
1.2. Principe de fonctionnement en phase d'appui 90
1.3. Mesure directe et « dynamique inverse » 91
1.4. « Dynamique directe » 92
1.5. Conclusion de la synthese bibliographique 93
2. ANALYSE DU GENOU EN PHASE D'APPUI 93
2.1. Influence du reglage du genou prothetique lors de la descente d'escaliers d'un sujet ampute trans-femoral 93
2.1.1. Modification du réglage 94

2.1.2. Influence du réglage sur les paramètres cinématiques et cinétiques 94

2.2. CONTROLE DE LA PHASE D'APPUI POUR DIFFERENTES SITUATIONS DE MARCHE POUR DES SUJETS ASYMPTOMATIQUES ... 97

3. MODELISATION DU GENOU EN PHASE OSCILLANTE 99

3.1. MODELISATION D'UNE UNITE HYDRAULIQUE 99

3.1.1. Conditions aux limites et essais sur unité isolée 99

3.1.2. Couple en fonction de l'angle obtenu expérimentalement 102

3.1.3. Modélisation de l'unité hydraulique 103

3.1.4. Calcul du couple de résistance à la flexion et à l'extension 104

3.2. MODELISATION 2D DE LA PHASE OSCILLANTE EN DYNAMIQUE DIRECTE 105

3.2.1. Mise en équations 105

3.2.2. Conditions aux limites, conditions initiales et résolution 107

3.2.3. Exemple de résultat 108

4. DISCUSSION 109

CHAPITRE 5 : EVALUATION EXPERIMENTALE DE PIEDS PROTHETIQUES 111

1. SYNTHESE BIBLIOGRAPHIQUE 112

1.1. MOBILITE 112

1.2. RAIDEUR, HYSTERESIS ET BILAN ENERGETIQUE EN COMPRESSION 112

1.3. RAIDEUR EN FLEXION EXTENSION DE LA CHEVILLE 113

1.4. DEROULE DU PAS SUR LE SOL : « ROLL OVER SHAPE » 114

1.5. CONCLUSION DE LA SYNTHESE BIBLIOGRAPHIQUE 117

2. MATERIEL ET METHODES 120

2.1. BANC D'ESSAI 120

2.2. WII BALANCE BOARD 120

2.3. WEBCAM 121

2.4. CALIBRAGE DLT 121

2.5. TRAITEMENT 121

2.6. PIEDS TESTES 124

2.7. EVALUATION DES SOURCES D'INCERTITUDES 124

3. RESULTATS 126

3.1. INFLUENCE DES DIFFERENTES SOURCES D'INCERTITUDES 126

3.2. COMPARAISON DE PIEDS PROTHETIQUES 127

3.2.1. Flexion extension de la cheville en fonction de l'angle du tibia/verticale. 127

3.2.2. Courbe couple-angle de la cheville dans le plan sagittal 129

3.2.3. Paramètres relatifs au Roll Over Shape 130

3.3. INFLUENCE DE L'ALIGNEMENT ANTERO POSTERIEUR 131

4. SYSTEME D'ALIGNEMENT 134

5. DISCUSSION-CONCLUSION 135

CHAPITRE 6 : MODELISATION DE LA PHASE D'APPUI LORS DE LA MARCHE SUR SOL PLAT 137

1. INTRODUCTION 137

1.1. SYNTHESE BIBLIOGRAPHIQUE 137

1.2. OBJECTIFS DE L'ETUDE 138

2. MODELISATION AVEC LES CONDITIONS AUX LIMITES DE LA NORME ISO-10328 (VALIDATION DU MODELE) 139

2.1. MATERIEL ET METHODES 139

2.1.1. Description du pied et du modèle en éléments finis 139

2.1.2. Essai mécanique selon la norme ISO 10328 140

2.2. RESULTATS : VALIDATION DU MODELE 141

3. MODELISATION AVEC LES CONDITIONS AUX LIMITES MESUREES EXPERIMENTALEMENT LORS DE LA MARCHE D'UN SUJET AMPUTE TRANS-TIBIAL (EFFET DE LA VITESSE) 142

3.1. EFFET DE LA VITESSE SUR LES CONDITIONS AUX LIMITES « REELLES » 142

3.1.1. Conditions aux limites obtenues lors de l'analyse de la marche 142

3.1.2. Transformation des conditions aux limites pour leur utilisation dans le modèle en éléments finis 143

3.1.3. Résultats : Influence de la vitesse sur les conditions aux limites mesurées 144

3.2. MODELISATION DE LA PHASE D'APPUI POUR DES CONDITIONS AUX LIMITES MESUREES EXPERIMENTALEMENT LORS DE LA MARCHE 145

3.2.1. Prise en compte des grandes déformations 145

3.2.2. Résultats : Influence de la vitesse de marche sur l'énergie de déformation du pied prothétique 146

4. MODELISATION A PARTIR DES CONDITIONS AUX LIMITES DU BANC D'ESSAI PRESENTEES AU CHAPITRE 5 147

4.1. EVALUATION NUMERIQUE DES PARAMETRES OBTENUS A PARTIR DU BANC D'ESSAI 147

4.1.1. Matériel et méthodes 147

4.1.2. Résultats : Validation de la quantification des paramètres par éléments finis 149

4.2. INFLUENCE DE LA CONSIGNE D'EFFORT IMPOSEE PAR LE BANC D'ESSAI 150

4.2.1. Méthode 150

4.2.2. Résultats : Influence d'une consigne d'effort constant sur le banc d'essai 150

4.3. INFLUENCE DE L'HYPOTHESE DE SOLIDE RIGIDE SUR LE CALCUL DE L'ENERGIE EMMAGASINEE PAR LE PIED 151

4.3.1. Méthode 151

4.3.2. Résultat : Influence des termes de translation, de rotation et de l'hypothèse de solide rigide 152

5. DISCUSSION- CONCLUSION 154

CONCLUSION GENERALE 157

BIBLIOGRAPHIE 159

TABLE DES FIGURES 165

TABLE DES TABLEAUX 170

Introduction Générale

L'amputation d'un membre est une opération de dernier recours menant à un handicap important et définitif. Une personne pour laquelle l'amputation est programmée est prise en charge par une équipe pluridisciplinaire dès la préparation de l'opération. L'équipe est composée du chirurgien, du médecin de médecine physique et de réadaptation, des kinésithérapeutes, des ergothérapeutes et de l'orthoprothésiste. Ce dernier va fabriquer et assembler pour le patient une prothèse permettant de remplacer le membre amputé. Il adapte au patient l'emboîture fabriquée sur mesure et les différents composants prothétiques fabriqués en série par des sociétés spécialisées

Dans le contexte des recherches en biomécanique du handicap, la thèse intitulée « Mise en situation expérimentale et numérique de composants prothétiques » a pour but de proposer une meilleure évaluation des éléments prothétiques destinés à l'appareillage des personnes amputées d'une part et d'approfondir la connaissance des mécanismes d'adaptation du patient à la prothèse d'autre part. Cette thèse fait l'objet d'une convention CIFRE entre d'une part le Laboratoire de Biomécanique et d'autre part la Société Proteor, leader Français dans la fabrication de composants prothétiques et structure regroupant un réseau de 35 succursales permettant l'accueil et l'appareillage des personnes en France. Cette thèse s'inscrit également dans un partenariat établi depuis 2002 avec le Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés

La marche est une activité essentielle à l'autonomie d'une personne. Elle peut être altérée par une pathologie ou un handicap. 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 et de leurs articulations. 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 composants prothétiques ont pour but de restituer une marche fonctionnelle. Actuellement, ces composants sont testés après fabrication, sur des patients volontaires et certains résultats dépendent donc de la subjectivité du jugement de ces derniers. Le souhait de l'entreprise partenaire est de disposer d'éléments objectifs mais également de pouvoir mener des évaluations de produits en phase de conception.

L'analyse cinématique et dynamique de la marche fournit des éléments quantitatifs pour l'évaluation des composants prothétiques. Les études d'analyse de la marche dans la littérature ont eu pour but la comparaison d'éléments prothétiques ou la comparaison des paramètres obtenus pour les patients amputés avec des sujets asymptomatiques. Des travaux menés sur cette thématique au Laboratoire de Biomécanique depuis 2002, ont permis de créer une base de données substantielle synthétisant les paramètres cinématiques et dynamiques d'une trentaine d'amputés. Les outils biomécaniques utilisés dans le cadre de l'analyse clinique peuvent intervenir au niveau du diagnostic et de l'évaluation après traitement pour apporter une aide au clinicien en terme d'analyse quantitative et objective de la marche de son patient. Cependant, ces techniques n'apportent pas d'aide directe en phase de conception de la prothèse.

Le premier objectif de cette thèse est de mettre en place les outils permettant l'évaluation des composants prothétiques en ayant recours à l'analyse du mouvement afin d'étudier la marche sur sol horizontal, mais également dans d'autres situations de la vie courante comme la marche à différentes vitesses, la descente d'escalier ou de plans inclinés. Ces analyses doivent permettre de mettre en évidence les paramètres décrivant le niveau de fonctionnalité des différents composants prothétiques dans les différentes situations observées.

Le second objectif de cette thèse est de développer des tests expérimentaux et des modèles numériques permettant la quantification de ces paramètres sur les composants prothétiques en phase de conception.

A terme, ces travaux de recherche devront permettre une meilleure compréhension du fonctionnement des membres prothétiques et de limiter les essais patients. Ces recherches, en améliorant la conception des prothèses faciliteront l'utilisation de nouvelles technologies. A terme, l'optimisation de la conception des composants prothétiques et la meilleure compréhension de l'interaction entre l'amputé et sa prothèse déboucheront sur un meilleur service rendu au patient.

Ce travail de recherche s'articule en deux parties principales. Tout d'abord l'étude de l'influence de la vitesse de la marche sur les paramètres cinématiques et cinétiques et l'étude de la descente d'escaliers après avoir adapté les outils d'analyse de la marche existants à ces situations. Dans un second temps, l'évaluation par l'expérimentation et par la simulation numérique des composants prothétiques isolés après avoir reproduit expérimentalement et numériquement les conditions aux limites appliquées par le sujet appareillé sur sa prothèse lors de la marche

Chapitre 1 : Analyse bibliographique de la marche de personnes appareillées du membre inférieur

1. Marche et consommation énergétique des personnes amputées trans-tibiales et trans-fémorales

L'appareillage des personnes amputées du membre inférieur a pour objectif de restituer les fonctionnalités du membre perdu. L'appareillage et la rééducation associée permettent au patient de retrouver une station debout stable et de contrôler la prothèse afin de pouvoir marcher. Confort, contrôle et esthétique sont les critères visés dans la conception des composants prothétiques. Malgré les progrès réalisés depuis la seconde guerre mondiale, les personnes amputées présentent de nombreuses pathologies induites par l'amputation et le port d'une prothèse.

L'interface entre le moignon et l'emboîture reste une zone sensible et les contraintes appliquées sur le moignon peuvent entraîner des lésions, ces problèmes peuvent limiter le port de la prothèse et donc les activités de la personne appareillée. Les compensations opérées par le membre résiduel et le membre controlatéral peuvent mener à une arthrose plus précoce et à des douleurs au niveau du rachis lombaire.

On distingue les amputations en fonction de leur origine : vasculaire, traumatique, tumorale, congénitale et infectieuse et en fonction du niveau ou celle-ci est réalisée. Pour le membre inférieur, celle-ci peut aller de l'amputation d'une partie du pied jusqu'à la désarticulation de hanche. Les deux groupes les plus importants sont les personnes amputées trans-tibiales et les personnes amputées trans-fémorales.

D'une manière générale, les personnes amputées adoptent une vitesse de marche moins rapide et ont tendance à consommer plus d'énergie pour une même vitesse de marche que les sujets sains. Cette augmentation de consommation énergétique dépend de l'étiologie et du niveau d'amputation (Figure 1). A niveau d'amputation équivalent, les personnes amputées pour des raisons vasculaires ont tendance à adopter une vitesse de marche plus faible que les personnes amputées pour d'autres causes d'amputation notamment traumatique. Les personnes amputées pour des raisons traumatiques peuvent conserver une vitesse de marche normale malgré l'augmentation de l'énergie nécessaire à leur déambulation. De plus, pour une même étiologie, la marche d'une personne

amputée trans-fémorale demandera plus d'énergie que la marche d'une personne amputée trans-tibiale (Waters and Mulroy 1999)

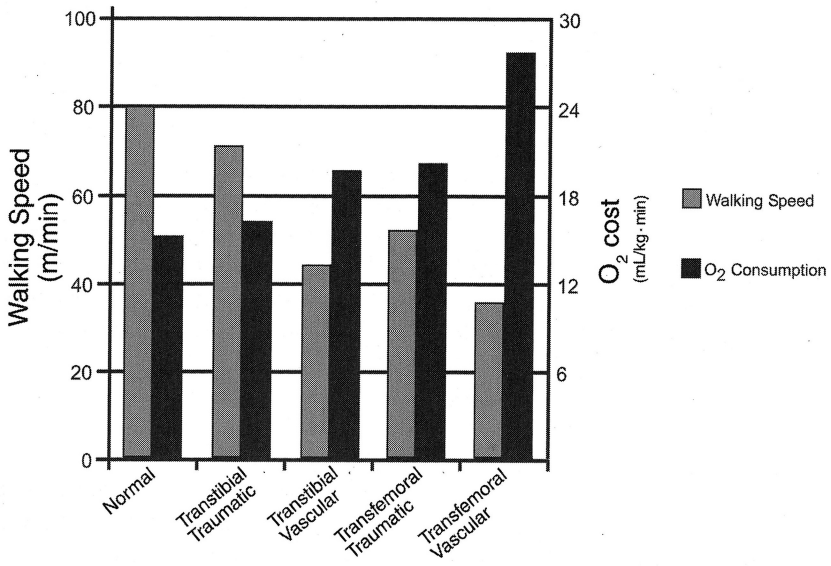


Figure 1 : Comparaison de la consommation énergétique (0^2) et de la vitesse de marche naturelle pour différents niveaux et différentes causes d'amputation(Waters and Mulroy 1999)

2. Appareillage des personnes amputées tibiales

L'amputation trans-tibiale est le niveau d'amputation du membre inférieur le plus fréquent. Celle-ci est réalisée à différents niveaux de la jambe laissant un moignon plus ou moins long. Le genou est laissé intact, mais les personnes amputées trans-tibiales perdent leur pied, l'articulation de la cheville et de nombreux muscles dont les extenseurs de cheville.

La prothèse associe différents composants. Le premier est l'emboîture qui est réalisée à partir d'un moulage sur le moignon du patient. L'emboîture, éventuellement associée à un manchon, assure l'interface entre le moignon et les autres composants prothétiques. Celle-ci doit permettre de répartir les contraintes liées à l'appui sur la prothèse sur certaines zones et au contraire d'en soulager d'autres moins aptes à être soumises à des sollicitations répétées. L'emboîture doit également permettre au patient de contrôler sa prothèse. Les mouvements entre l'emboîture et le moignon (pseudarthrose) doivent donc être limités aussi bien au cours de l'appui qu'au cours de la phase oscillante. Les formes de l'emboîture, les techniques de moulages et de rectification ont donc évolué pour répartir les contraintes et s'appuyer sur des zones stratégiques afin d'assurer le maintien de la prothèse.

Un pied prothétique assurant le rôle du pied et de la cheville est alors mis en place. Avant de présenter les différents pieds prothétiques existants et émergeants, quelques rappels du comportement du pied et de la cheville sont donnés.

2.1. Définition du cycle de marche

Un cycle de marche est défini comme l'intervalle de temps entre deux posés successifs du même talon sur le sol. Celui-ci se décompose en une phase d'appui - comprenant deux phases d'appui bipodal et une phase d'appui unipodal - et une phase oscillante.

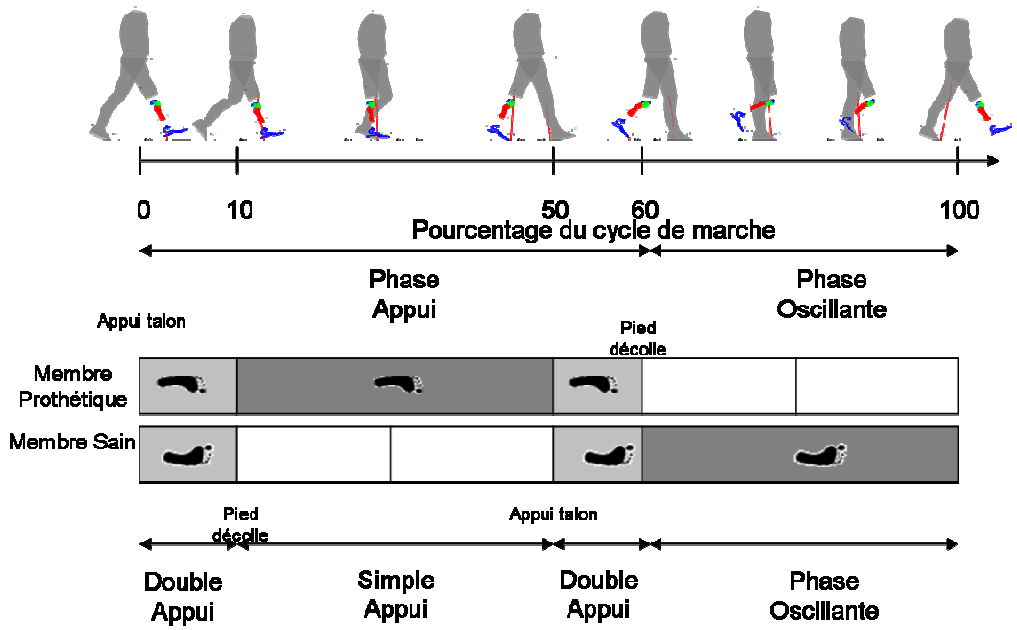


Figure 2 : Définition du cycle de marche

2.2. Fonction du pied et de la cheville saine

Les fonctions du pied et de la cheville au cours de la marche sont très différentes suivant que l'on se trouve en phase d'appui ou en phase oscillante. Au cours de la phase d'appui, le comportement du complexe pied cheville au cours de la marche a très largement été décrit dans la littérature autour de trois ou quatre roulements successifs sur le sol (Viel, Plat et al. 1979).

A l'attaque du talon (0% du cycle de marche), le complexe pied cheville (articulations, os, systèmes ligamentaires et musculaires) permet d'absorber le choc à l'attaque du pas sur le sol. Jusqu'à ce que

le pied soit en contact sur le sol, les muscles fléchisseurs de la cheville freinent la mise à plat du pied sur le sol.

Une fois le pied à plat, l'angle du tibia par rapport à la verticale évolue de sorte que la cheville passe d'une position en flexion plantaire à une flexion dorsale. Celle-ci rejoint une position neutre[1], à la fin de la période de double appui, puis atteint une dizaine de degré de flexion dorsale à la fin de la phase d'appui unipodal. La rotation s'effectue principalement autour de l'articulation de cheville. Cette progression est contrôlée par les muscles extenseurs.

Vers 45% du cycle, le talon décolle, la rotation dans le plan sagittal du pied s'effectue alors autour des articulations métatarso-phalangiennes, et le membre opposé reprend contact avec le sol. Au cours du second double appui, la cheville va rapidement repasser en flexion plantaire libérant une énergie importante permettant de transférer le centre de gravité sur le membre opposé grâce à l'action des muscles extenseurs de cheville.

Au cours de la phase oscillante, le pied est principalement contrôlé en position permettant d'assurer aux orteils une hauteur de passage suffisante au dessus du sol et la remise en position du pied avant la reprise de l'appui.

2.3. Pieds prothétiques / ensembles pieds chevilles.

Le tableau suivant présente les principales conceptions de pieds prothétiques aujourd'hui utilisés.

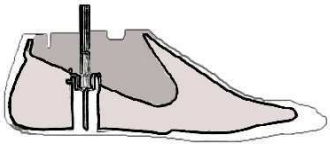
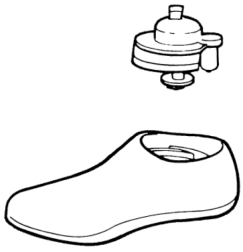
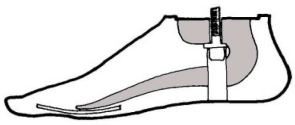
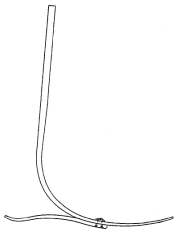
Pieds « conventionnels »		Pieds à restitution d'énergie	
Pied SACH	Pied Articulé	Lame de pied flexible	Lame de pied et tibia flexible
			
		Seattle Foot ®	Flex Foot®,

Figure 3 : Pieds prothétiques "conventionnels" et "à restitution d'énergie"

Le pied SACH (Solid Ankle-Cushion Heel) est le pied le plus simple et le plus utilisé dans le monde pour des raisons de coût et de durabilité. Ce pied a été développé par l'université de Berkeley, Californie. Il est constitué d'une âme en bois rigide constituant la cheville et le médio-pied. Un coin

[1] Position neutre : Position angulaire de la cheville mesurée lors d'une phase statique en position debout

talonnier en mousse plus ou moins souple permet d'amortir l'attaque du pas et la rotation du tibia est rendue possible par la déformation de la mousse simulant la mobilité des articulations métatarso-phalangiennes. Ce pied ne possède donc pas d'articulation de cheville, mais l'écrasement de la mousse du talon, permet d'augmenter la surface de contact entre le pied et le sol.

Le second type de pied prothétique est le pied articulé uni-axial ou multi-axial. L'articulation de la cheville est alors représentée par une articulation mécanique (uni ou multi axiale) dont la mobilité est limitée par une ou plusieurs butées en élastomère. Ce type de pied permet une adaptation aux inclinaisons du terrain, et une mise à plat du pied sur le sol plus rapide que pour le pied SACH. Par contre, la cheville articulée entraîne une augmentation de poids et de maintenance (usure des butées). Des difficultés de contrôle de l'articulation de la cheville ont été rapportées dues à cette articulation sans possibilité de retours proprioceptifs(Goh, Solomonidis et al. 1984).

En 1981, le Seattle Foot ® est le premier pied considéré comme pied à restitution d'énergie. Ce pied incorpore une âme flexible dans une mousse de poly-uréthane. Ce type de pied restitue une partie de l'énergie emmagasinée (due à la déformation de l'âme) au cours de la phase d'appui sur l'avant pied.

En 1987, le Flex Foot®, est un pied constitué à 100% de fibres de carbone, il diffère des autres pieds existants à l'époque par le fait que l'ensemble de la structure du pied est déformable et peut potentiellement emmagasiner de l'énergie. La déformation de la structure permet une mobilité importante du tibia par rapport au pied et au sol. Cette mobilité peut être plus importante que certains pieds articulés. La raideur du pied peut offrir une meilleure sensation de contrôle.

Il existe aujourd'hui une grande variété de pieds prothétiques, à restitution d'énergie, associant ou non une articulation de cheville. Certains designs associent fibres de carbone, fibres de verre (DynaC®) et élastomères (Talux foot ®), d'autres designs incorporent des amortisseurs de chocs verticaux (Re Flex VSP®) ou des amortisseurs de torsion.

Dyna C ®	Talux ®	Re Flex VSP®

Figure 4 : Pieds prothétiques à "restitution d'énergie" avec ou sans amortisseurs

Enfin, une nouvelle catégorie de pieds dits « motorisés » émerge. Le Proprio Foot ® est aujourd'hui le seul pied motorisé disponible sur le marché français. Cet ensemble pied cheville permet un contrôle positionnel du pied par rapport au tibia au cours de la phase oscillante, permettant un passage plus facile du pied au dessus du sol. Des adaptations aux pentes et aux escaliers sont également rendues possible en modifiant la position du pied pour l'appui suivant en fonction de la situation de marche rencontrée. Des algorithmes de reconnaissance du terrain ont donc été développés pour ce pied.

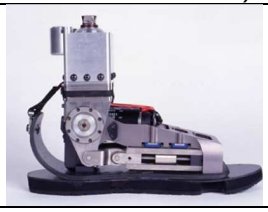
Proprio foot ®	Pied du MIT(Au, Berniker et al. 2008)
	

Figure 5 : Pieds prothétiques motorisés

L'énergie restituée par un pied à restitution d'énergie est plus faible que celle apportée par les muscles d'une cheville saine au cours de la marche. Plusieurs équipes de recherche tentent actuellement de reproduire le caractère propulsif du pied et de la cheville saine. Des systèmes pneumatiques, électriques (etc,…) tentent de remplacer l'action des muscles. Ces systèmes sont contrôlés soit à partir de capteurs incorporés sur le pied prothétique, sur la jambe opposée, ou à partir de signaux EMG mesurés sur le membre résiduel.

2.4. Analyse de la marche des personnes amputées tibiales :

De très nombreux auteurs se sont intéressés à l'analyse de la marche de personnes amputées trans-tibiales. Le port d'une prothèse entraîne une marche asymétrique. Le temps d'appui et les efforts produits par le membre controlatéral augmentent. Une marche asymétrique entraîne des troubles au niveau de la colonne vertébrale et peut être à l'origine d'une augmentation de la consommation énergétique. Cependant, d'après Winter (Winter and Sienko 1988), la personne amputée doit s'adapter à sa prothèse pour retrouver une marche optimale qui ne sera pas forcément symétrique en raison des limitations engendrées par sa prothèse.

2.4.1. Complexe pied cheville prothétique

Le comportement du pied prothétique au cours de la marche de sujets appareillés dépend tout d'abord de sa conception. A l'attaque du pas, les pieds prothétiques permettent d'absorber le choc initial par des mousses (SACH), par une flexion plantaire importante (pied articulé), ou par la déformation d'une lame en composite. Le retour du tibia à la verticale serait plus long pour les sujets trans-tibiaux, provoquant un temps d'appui exagéré sur le talon (Perry 2003).

Au cours de l'appui unipodal, la rotation du tibia par rapport au sol se fait différemment suivant le type de pied. Pour un pied SACH, la déformation du pied ne se produit qu'au niveau de l'avant de l'âme en bois, provoquant une élévation du talon prématurée et exagérée.
Pour les autres pieds, le décollement du talon sera d'autant plus tardif que la raideur en flexion de la cheville sera faible. La flexion engendrée par la rotation du tibia permet de déformer les lames des pieds prothétiques déformables permettant d'emmagasiner de l'énergie dans ceux-ci. Cette énergie est restituée lors de la décharge du pied prothétique au cours du deuxième double appui. La part d'énergie restituée dépend principalement des matériaux composant ceux-ci selon qu'ils sont amortissants ou non.

Une fois le pied revenu à sa position initiale, l'ensemble des pieds prothétiques passifs ne présentent pas de mobilité en phase oscillante, tandis que les pieds actifs, comme par exemple le Proprio Foot ® aident au passage du pas en fléchissant la cheville avant de la remettre en position neutre à la fin de la phase oscillante.

2.4.2. Compensations du membre résiduel

La plupart des auteurs ont observé chez les sujets amputés tibiaux une flexion du genou en phase d'appui diminuée de moitié par rapport à celle mesurée chez les sujets sains. Le couple externe de flexion s'appliquant sur le genou est diminué alors que les signaux EMG du quadriceps sont égaux ou plus importants en intensité et montrent une activité prolongée (Powers, Rao et al. 1998). Cette activité musculaire laisse supposer que cette diminution de flexion du genou est une activité volontaire. Cette stratégie s'accompagne d'une augmentation du travail de la hanche (Intégration de la courbe de puissance articulaire de la hanche) pendant toute la première moitié de la phase d'appui (Gitter, Czerniecki et al. 1991).

Cette stratégie permettrait de propulser de manière précoce le centre de gravité afin de pallier au manque de propulsion du pied prothétique. Le membre inférieur au cours de la phase d'appui reste plus proche de la verticale ce qui permettrait de limiter les couples de flexion transmis par l'emboîture au moignon.

2.4.3. Compensations du membre controlatéral

La personne amputée passe plus de temps en appui sur son membre controlatéral (66%) que sur son membre appareillé (63%). La phase oscillante du membre controlatéral est donc plus courte afin de permettre de maintenir la vitesse de marche.

Le transfert sur le membre controlatéral s'accompagne d'une augmentation de la composante verticale de l'effort appliqué sur le sol (130% contre 110%). Cette augmentation peut être causée par une élévation du talon prothétique plus précoce entraînant une modification de l'accélération du centre de gravité du corps lors de la reprise d'appui sur le membre controlatéral. Cette augmentation de l'effort vertical induit une augmentation des couples articulaires au niveau du genou et de la hanche du membre controlatéral (Nolan and Lees 2000) (Sanderson and Martin 1997). La flexion du genou controlatéral en phase d'appui, principale source de dissipation du choc à l'attaque du pas selon Perry (Perry 2003), augmente à vitesse de marche égale.

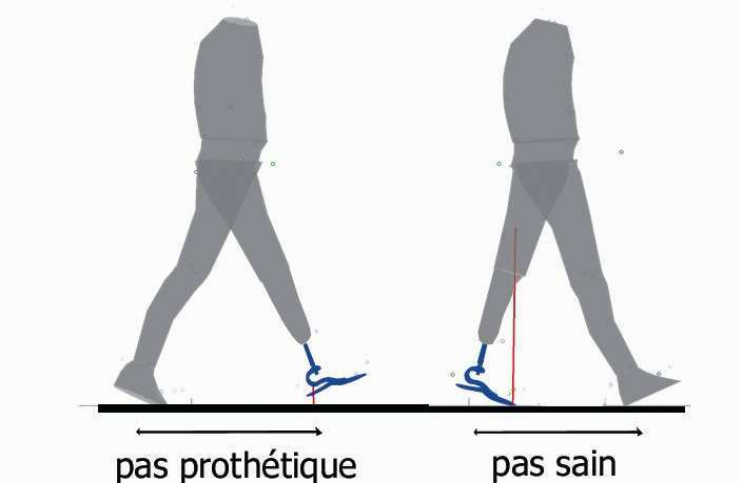


Figure 6 : Longeurs de "pas sain" et de "pas prothétique"

Le pas sain (ou pas controlatéral) est plus court que le pas prothétique (Figure 6). Ceci est toujours lié au manque de rotation du tibia prothétique en fin d'appui. La personne amputée à donc tendance à allonger son pas prothétique entraînant une augmentation de la dorsiflexion de la cheville controlatérale en fin d'appui.

Cette asymétrie entre les deux membres se retrouve au niveau musculaire avec une hypertrophie des muscles du membre controlatéral et une atrophie de certains muscles résiduels (Fraisse, Martinet et al. 2008) .

2.4.4. Influence de l'alignement

L'alignement de la prothèse correspond à la position relative linéaire et angulaire de la prothèse par rapport au membre résiduel. L'alignement est effectué en deux étapes. Celui-ci est d'abord réalisé en position statique afin de respecter certains principes et les règles de montage imposées par les fabricants. Puis celui-ci est modifié (alignement dynamique) lors de tests de marche. L'alignement est guidé par le ressenti du patient et l'expertise de l'orthoprothésiste afin d'atteindre un alignement « optimal » pour le patient en terme de confort et d'efficacité.

Plusieurs auteurs se sont intéressés à l'influence de l'alignement, en évaluant les conséquences liées à des déviations imposées par rapport à cet alignement optimal.
Pinzur a montré qu'une modification de l'alignement angulaire dans le plan frontal et sagittal entraîne des modifications sur le temps d'appui et l'effort appliqué par le membre controlatéral suggérant qu'une modification de l'alignement entraîne une augmentation des compensations du membre controlatéral (Pinzur, Cox et al. 1995).
Enfin Grumillier et Beyaert se sont intéressés aux conséquences d'une modification de l'alignement angulaire dans le plan transverse. Ils ont constaté que cette modification entraîne une perception d'inconfort. Celle-ci est liée à une modification des variables cinétiques du membre controlatéral sans modification sur le genou résiduel. Ces résultats suggèrent que la stratégie adoptée vise à protéger le membre prothétique en augmentant les compensations du membre controlatéral (Beyaert, Grumillier et al. 2008; Grumillier, Martinet et al. 2008).

2.4.5. Pieds à restitution d'énergie versus pieds conventionnels

Depuis le début de leur utilisation, les pieds prothétiques à restitution d'énergie ont fait l'objet d'un vif intérêt. On trouve donc dans la littérature de nombreuses études et plusieurs revues de littérature faisant le bilan des apports de ce type de pieds prothétiques par rapport aux pieds dits conventionnels.

- Restitution d'énergie

Par dynamique inverse, il est possible de calculer, la puissance articulaire de la cheville. La déformation du pied prothétique est alors reportée au niveau de la liaison entre les deux solides rigides pied et tibia.

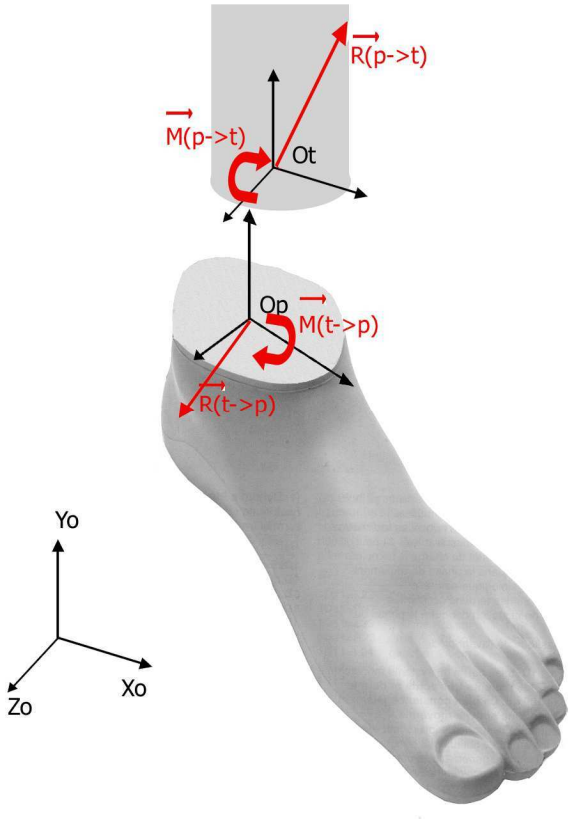


Figure 7 : Puissance interne de l'articulation de la cheville

En notant $\left\{ \begin{matrix} \overrightarrow{R(t \to p)} \\ \overrightarrow{M(t \to p)} \end{matrix} \right\}_{Op}$ le torseur en Op des actions exercées par le tibia sur le pied. $\overrightarrow{\Omega(tibia/pied)}$ la vitesse angulaire du tibia par rapport au pied et $\overrightarrow{V(O \in tibia/pied)}$ La vitesse du point O centre de la cheville appartenant au tibia par rapport au pied. $\overrightarrow{M(p \to t)}$ est obtenu par dynamique inverse.

$$P_{\text{int}} = \underbrace{\overrightarrow{M(p \to t)} \bullet \overrightarrow{\Omega(tibia/pied)}}_{Terme\cdots angulaire} + \underbrace{\overrightarrow{R(p \to t)} \bullet \overrightarrow{V(O \in tibia/pied)}}_{Terme\cdots en\cdots translation}$$

Gitter (Gitter, Czerniecki et al. 1991) et Ehara (Ehara, Beppu et al. 1993) n'ont considéré que le terme de rotation dans le calcul de la puissance. Les résultats sont donc fortement liés à la segmentation choisie et à la détermination du centre de la cheville où est calculé le couple articulaire. Prince (Prince, Winter et al. 1994) a pris en compte les termes de translations considérant que les deux solides constituant le pied et le tibia ne sont pas articulés autour d'un point fixe. Cependant, cette

méthode plus complète est également plus sensible aux bruits de mesures du fait de la prise en compte du terme $\overrightarrow{V(O \in tibia / pied)}$.

La figure suivante présente l'allure typique de la courbe de puissance obtenue pour un pied prothétique à restitution d'énergie

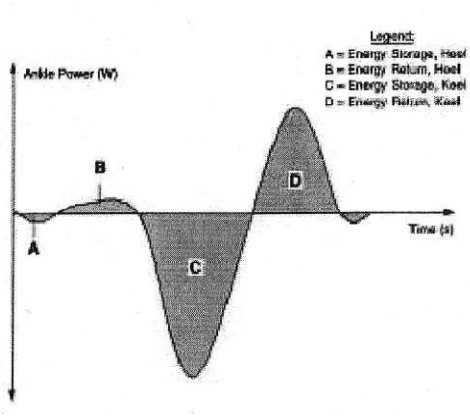


Figure 8 : Courbe de puissance articulaire de la cheville obtenue pour un pied prothétique à restitution d'énergie (Hafner 2006)

On observe deux phases d'absorption (A et C) et deux phases de restitution d'énergie (B et D). L'énergie emmagasinée peut être estimée à partir des aires correspondant à ces phases. Le pourcentage d'énergie restituée peut donc se faire en faisant le ratio entre ces aires. Le tableau suivant présente les résultats obtenus pour trois pieds identiques par différents auteurs.

Tableau 1 : Comparaison de l'énergie emmagasinée et restituée par trois pieds prothétiques selon trois auteurs de la littérature

		(Ehara, Beppu et al. 1993)	(Gitter, Czerniecki et al. 1991)	(Prince, Winter et al. 1994)		
				Total	Talon	Avant pied
Nombre de sujets		1	5	1		
Pieds	Méthode % restitution	(B+D)/(A+C)		(B+D)/(A+C)	B/A	D/C
SACH	Emmagasinée [W/kg]	0.19	0.11	0.10	0.06	0.03
	Restituée [W/kg]	0.03	0.04	0.05	0.03	0.02
	% restitution	16	39	48	39	65
Seattle Foot ®	Emmagasinée [W/kg]	0.17	0.15	0.11	0.07	0.04
	Restituée [W/kg]	0.02	0.11	0.05	0.02	0.03
	% restitution	14	71	47	36	63
Flex Foot ®	Emmagasinée [W/kg]	0.25	0.29	0.19	0.09	0.10
	Restituée [W/kg]	0.12	0.26	0.11	0.02	0.09
	% restitution	48	89	59	24	88

On observe que suivant les auteurs les valeurs sont différentes, et que le classement des pieds selon leur pourcentage de restitution serait différent. Ces différences peuvent être liées à la méthode de mesure (choix des repères), aux hypothèses faites (prise en compte ou non des termes de translation), au choix des phases sur lesquelles l'intégration est réalisée et au très faible nombre de patient (1 pour deux études (Ehara, Beppu et al. 1993; Prince, Winter et al. 1994), 5 pour 1 étude (Gitter, Czerniecki et al. 1991)).

En plus de ces limites, le patient peut adapter sa marche afin d'emmagasiner plus ou moins d'énergie dans le pied prothétique ce qui a forcement des répercussions sur les résultats sans que l'on puisse savoir si cette adaptation demande au patient un apport d'énergie supplémentaire.

- Vitesse de marche et longueur de pas

La vitesse de marche spontanément choisie est proche de la vitesse minimisant le rapport entre consommation d'oxygène et distance parcourue (Hafner 2005). Les amputés tibiaux ayant tendance à marcher moins vite et à consommer plus d'oxygène. La vitesse de marche de confort ou spontanément choisie par le sujet est donc une variable intéressante pour évaluer l'apport des pieds à restitution par rapport aux pieds conventionnels.

De nombreuses études ont donc évalué ce paramètre pour des groupes de patients comprenant entre 1 et 10 sujets. L'augmentation de vitesse est comprise entre 0% (Lehmann, Price et al. 1993) et 13% (Snyder, Powers et al. 1995). Cependant sur les 17 études répertoriées par Hofstad, seulement 2 études concluent à une augmentation significative de la vitesse de marche (Hofstad, Linde et al. 2004).

La distance parcourue par cycle de marche avec un pied à restitution d'énergie a tendance à augmenter sans que la différence soit significative. Cependant, cette augmentation améliore ou détériore l'asymétrie entre le pas sain et le pas prothétique selon les auteurs (Hafner, Sanders et al. 2002). Les pieds à restitution d'énergie permettraient une dorsiflexion de la cheville plus importante. Cependant, selon Perry (Perry 2003), une différence significative statistiquement sur la longueur de pas ne pourrait être obtenue qu'avec un groupe de 25 sujets.

- Efforts au sol

L'utilisation d'un pied prothétique à restitution d'énergie permet de diminuer la composante verticale de l'effort supporté au début d'appui par le membre controlatéral (Snyder, Powers et al. 1995). Cette diminution serait liée à une augmentation de la propulsion résultant de l'énergie libérée par le pied prothétique, cependant cette différence ne semble pas être significative (Hafner, Sanders et al. 2002). La trajectoire du centre de pression au cours de l'appui est également modifiée par le

type de pied utilisé. Avec un pied SACH, le centre de pression passe rapidement du talon à la zone métatarso-phalangienne. Celui-ci a tendance à évoluer de manière plus naturelle avec un pied dont la raideur est plus faible (Perry 2003).

- Consommation énergétique

Améliorer la consommation énergétique des patients amputés était clairement le but recherché lors du développent des pieds prothétiques à restitution d'énergie. Cependant Hafner rapporte que seulement 3 des 9 études existantes observent une diminution de la consommation d'oxygène par kilogramme et par mètre parcouru avec des pieds à restitution d'énergie. Ces études sont limitées par le faible nombre de sujets présentant parfois des étiologies différentes rendant l'interprétation des résultats difficiles. Les différences entre pieds à restitution d'énergie et pieds conventionnels auraient tendance à augmenter lorsque la vitesse de marche augmente (Hafner, Sanders et al. 2002).

- Préférence des utilisateurs

La préférence des utilisateurs est également un paramètre qui a largement été rapporté dans la littérature (Hofstad, Linde et al. 2004). Celle-ci conclut généralement à une préférence pour les pieds à restitution d'énergie. Cependant ce paramètre subjectif, difficilement quantifiable, a rarement été évalué en aveugle (sans que le patient sache quel pied il utilise), et la seule étude (Postema, Hermens et al. 1997) cachant au patient le pied utilisé a conclu à une différence non significative.

3. Appareillage des personnes amputées trans-fémorales

3.1. Emboîture et ostéointégration

L'amputation trans-fémorale entraîne non seulement la suppression du genou mais également d'une partie importante des muscles de la hanche. La perte d'une partie des adducteurs de hanche implique des difficultés pour maintenir le fémur résiduel dans une position anatomique favorisant le fonctionnement des muscles restants(Gottschalk and Stills 1994).
Les emboîtures peuvent être maintenues sur le moignon soit grâce à des ceintures ou des bretelles ou en créant un vide d'air entre le moignon et l'emboîture. Plusieurs formes ont été développées dont l'emboîture quadrangulaire créant un serrage du moignon selon l'axe antéro postérieur et l'emboîture à ischion intégré présenté par Sabolich (Sabolich 1985) pour verrouiller le fémur dans le plan frontal.

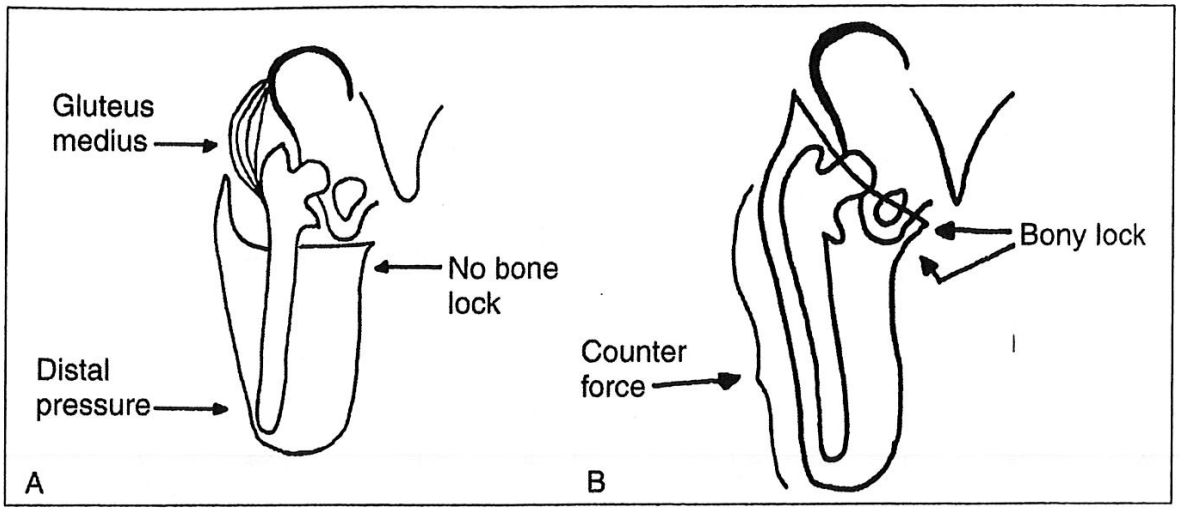


Figure 9 : Vue antérieure d'une emboîture de type quadrangulaire A et à ischion intégré B (Michael 1990)

Certains amputés fémoraux ont un moignon trop court pour permettre l'utilisation quotidienne d'une emboîture. Brånemark (Brånemark, Brånemark et al. 2001) a récemment développé une opération chirurgicale visant à fixer la prothèse directement sur le fémur. Cette technique dite d'ostéointégration permet au patient d'éviter les contraintes liées à l'emboîture, et permet d'appareiller des patients qui n'étaient pas appareillables avec une emboîture. Cependant, cette opération chirurgicale est lourde, et le temps de rééducation important. La conception de l'implant, et les efforts qui sont appliqués sur celui-ci font l'objet de recherches (Frossard, Stevenson et al. 2006; Frossard, Stevenson et al. 2008) afin d'éviter les défaillances de l'implant et de suivre la qualité de l'ostéointégration à long terme.

Figure 10 : Moignon fémoral ostéointégré (Brånemark, Brånemark et al. 2001)

3.2. Genoux prothétiques

3.2.1. Genoux prothétiques existants

Le genou prothétique doit assurer au cours de la marche deux fonctions principales :

- Stabilité en phase d'appui
- Mobilité contrôlée en phase oscillante

Les concepts de stabilité du genou prothétique en phase d'appui ont été décrits par Radcliffe (Radcliffe 1955).

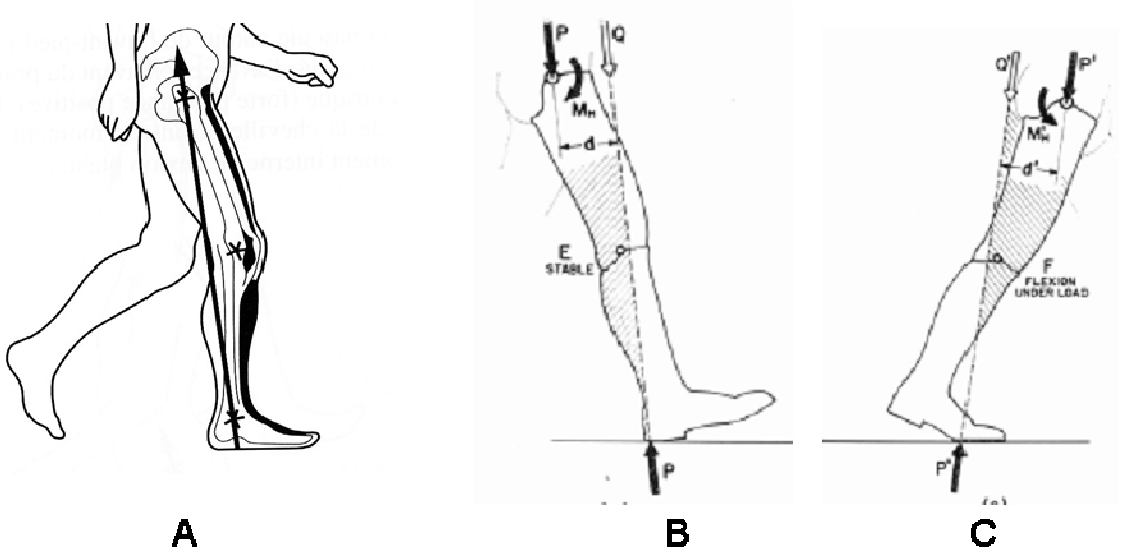


Figure 11 : Comportement du genou en phase d'appui. A) Stabilisation du genou par les muscles (Viel, Plat et al. 1979) B) et C) contrôle du genou prothétique par la hanche (Radcliffe 1955)

Au début de l'appui unipodal, la force de réaction du sol exerce chez le sujet sain un couple de flexion sur le genou. La flexion du genou est alors contrôlée par les muscles extenseurs du genou (Figure 11A). La personne amputée trans-fémorale peut annuler le moment de flexion externe appliqué sur le genou par un moment d'extension de hanche (Figure 11B). La stabilité du genou, peut être augmentée en reculant l'axe de flexion du genou prothétique par rapport à la force de réaction du sol.

Au moment de l'initiation de la phase oscillante, la flexion du genou ne peut être obtenue que si un couple externe de flexion est appliqué sur le genou, celui-ci est obtenu en créant un couple de flexion de hanche (Figure 11 C). Ainsi lorsque l'axe du genou prothétique est postériorisé afin d'augmenter la stabilité au début de l'appui, le couple de flexion de hanche nécessaire à l'initiation de la flexion du genou est augmenté.

- Stabilité en phase d'appui

La stabilité du genou en phase d'appui peut être obtenue soit en verrouillant l'articulation soit en limitant sa flexion. Le verrouillage de l'articulation peut être obtenu à partir d'un blocage mécanique (genou à verrou), d'un frein (genou à frein ou genou à mâchoire) ou par un verrouillage géométrique (genou polycentrique).

Le blocage mécanique de l'articulation peut être désactivé manuellement par le patient afin de permettre la position assise. Même si cette solution ne permet pas de flexion du genou en phase oscillante, cette solution est la plus sûre notamment pour une population gériatrique ayant un périmètre de marche très limité (Devlin, Sinclair et al. 2002).

Le déverrouillage du genou en phase d'appui peut être évité à partir d'une mâchoire bloquant l'axe de flexion du genou en exerçant un couple de résistance à la flexion. Cette mâchoire est activée à partir d'un certain seuil d'effort appliqué sur le genou et se désactive lorsque l'effort repasse en dessous d'un certain seuil. Le réglage de ces deux seuils doit permettre une sécurité en début d'appui tout en permettant de libérer le genou prothétique en phase pré-oscillante. Ce type de frein est moins « sûr » qu'un genou verrouillé et peut également poser des problèmes pour le transfert de la position debout à assise demandant au patient de décharger totalement sa prothèse afin de pouvoir s'asseoir.

Les concepts de stabilité du genou présentés par Radcliffe ont notamment permis l'émergence de genoux polycentriques pour lesquels la position du centre instantané de rotation en extension complète est postérieure et proximale. La position postérieure permet de minimiser le couple nécessaire à la hanche pour maintenir un couple d'extension par rapport au centre instantané de rotation. La position proximale de centre de rotation permet de pouvoir inverser ce couple au moment de la phase pré-oscillante (Figure 12). Le fonctionnement de ce type de genou est directement lié à l'arrangement géométrique définissant la trajectoire du centre instantané de rotation du genou.

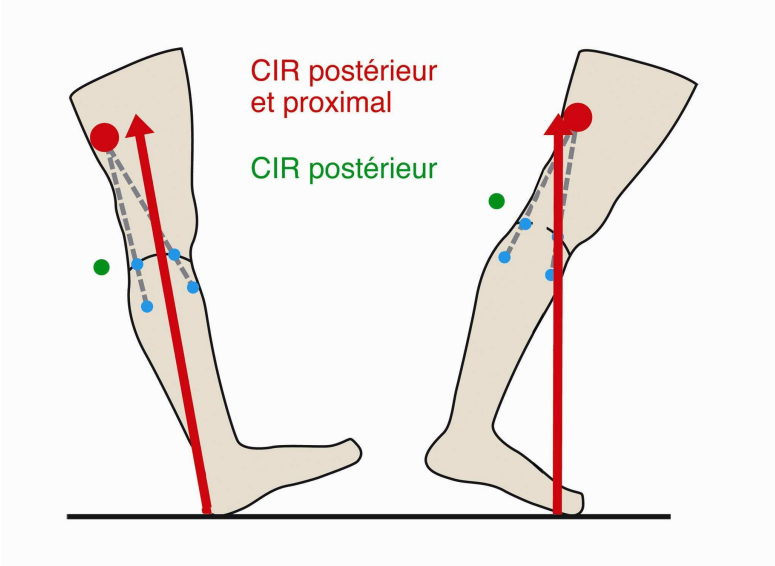


Figure 12 : Positionnement du centre instantané de rotation d'un système polycentrique

Certains genoux autorisent une flexion en phase d'appui limitée par la compression d'un ressort ou d'une butée élastique. Les solutions existantes utilisent généralement deux axes de rotations différents. L'axe de rotation permettant la flexion en phase d'appui est généralement plus antérieur que l'axe de flexion utilisé pour la phase oscillante. Sur certains genoux polycentriques, la flexion autour de l'axe antérieur modifie la position du centre instantané de rotation du système polycentrique (Blumentritt 1997).

L'ensemble de ces systèmes ne permet pas une flexion en phase d'appui unipodal suffisante pour permettre la descente d'un escalier en pas alterné ou la descente d'une pente sans provoquer de grandes adaptations du membre controlatéral. Cette flexion du genou peut être autorisée si celle-ci est freinée par un système hydraulique ou magnéto-rhéologique.

Le tableau suivant présente l'amplitude de flexion du genou au cours de la phase d'appui unipodale de la marche de sujets appareillés avec des genoux prothétiques intégrant un contrôle de la flexion en phase d'appui.

Tableau 2 : Synthèse des études s'intéressant à la flexion du genou lors de la phase d'appui unipodal lors de la marche à plat

	(Blumentritt 1997)	(Blumentritt 1998)	(Johansson, Sherrill et al. 2005)	(Segal, Orendurff et al. 2006)	(Kaufman, Levine et al. 2007)	(Lee and Hong 2009)
Type genou	Polycentrique hydraulique (3R60®)	Axe simple hydraulique (3R80®)	C-leg®[2], Rhéo®[3], SNS[4]	C-leg®	C-leg®	Polycentrique hydraulique (prototype)
N sujets	_	7	8	8	15	5
Amplitude de flexion en phase d'appui	Non renseignée	2-8°	Pas de flexion	Pas de flexion	1.5°	8°

Au cours de la marche, la flexion du genou prothétique en phase d'appui unipodal est comprise entre 0 et 8°(Blumentritt 1998; Johansson, Sherrill et al. 2005). Cette flexion reste donc au maximum deux fois plus faible que la flexion observée chez les sujets asymptomatiques. La variabilité observée peut en partie être expliquée par l'alignement antéropostérieur de l'axe de flexion extension du genou. Cette flexion peut également être mal perçue par un sujet appareillé auparavant avec un genou conventionnel, dans le sens ou celui-ci devait maintenir son genou en extension afin d'éviter la chute.

- Mobilité en phase oscillante

Au cours de la phase oscillante, le pied passe à quelques centimètres au dessus du sol. Ce passage est très lié à l'amplitude et au timing de la flexion du genou. Cette flexion du genou doit être contrôlée afin de ne pas provoquer d'élévation excessive du talon. Sans contrôle de la phase oscillante, la flexion du genou prothétique et son retour en extension ne seraient liés qu'à son inertie et à la gravité alors que chez le sujet sain le système musculaire permet de contrôler cette cinématique. En l'absence de contrôle ce retour en extension serait trop lent à vitesse lente et serait atteint trop tard à vitesse de marche élevée. Enfin, le contrôle de la phase oscillante doit permettre de limiter l'impact terminal lors du retour terminal du genou en extension.

La plupart des genoux prothétiques incorporent un rappel élastique à l'extension. La flexion et l'extension peuvent être limitées par frottement sur l'axe de flexion ou freinées par un système pneumatique ou hydraulique (voire magnéto rhéologique).

[2] C-leg, contrôle hydraulique de la phase d'appui et de la phase oscillante gérée par microprocesseur (Otto Bock)
[3] Rhéo, contrôle magnéto-rhéologique de la phase d'appui et de la phase oscillante
[4] SNS, « Stance and Swing », contrôle hydraulique de la phase d'appui et de la phase oscillante sans microprocesseur

Les systèmes pneumatiques freinent la flexion du genou en comprimant un volume d'air et en laissant un débit de fuite. Le couple de freinage associé à la compression de l'air dépend de la vitesse de compression et donc à la vitesse de marche. Cependant les systèmes existants n'offrent pas une résistance suffisante pour correspondre à une grande plage de vitesses différentes.

Les systèmes hydrauliques et magnéto rhéologiques permettent également de générer un couple de résistance au mouvement proportionnellement à la vitesse. Même pour des conceptions plus compactes ils permettent de répondre à des plages de vitesses plus importantes. La maintenance de ces systèmes est néanmoins plus importante, et la viscosité des fluides utilisés dépend de la température.

- Asservissement par microprocesseurs

Les couples de freinage associés aux systèmes pneumatiques ne permettant pas de répondre aux vitesses de marche élevées, les premiers genoux à microprocesseurs ont donc intégré des systèmes pneumatiques asservis par microprocesseur. En mesurant la vitesse de flexion du genou, le débit de fuite d'air est modifié afin de répondre à la vitesse de marche du patient.
Certains genoux hydrauliques sont également asservis par microprocesseur, c'est le cas du C-leg®. Mais le principal intérêt du C-leg® réside dans sa gestion de la phase d'appui et de la phase oscillante par microprocesseur. En mesurant le couple au niveau de la cheville et l'angle du genou à chaque instant, le microprocesseur est capable de déterminer dans quelle portion du cycle de marche le patient se trouve. Le prothésiste peut alors programmer le système hydraulique du genou pour répondre différemment aux différentes phases du cycle de marche.

En 2006 a été introduit le premier genou motorisé (Power knee®, Ossur). Ce genou permet notamment d'assister la personne appareillée dans les montées de pente et d'escaliers (Ossur).

3.2.2. Apport des genoux à microprocesseur

Le tableau suivant récapitule les études utilisant l'analyse de la marche pour comparer des genoux incorporant un microprocesseur à des genoux sans microprocesseur.

Tableau 3 : Synthèse des études d'analyse de la marche comparant les genoux conventionnels aux genoux à microprocesseurs

Auteur Année	Participants	Type d'études	Genoux utilisés	Mesures effectuées	Resultats
(Kaufman, Levine et al. 2007)	15 sujets étiologies différentes	Randomisée non aveugle Marche a vitesse de confort	C-Leg®	Angle de flexion et couple de flexion du genou prothétique en phase d'appui unipodal	Angle de flexion en phase d'appui unipodal (1°+/-4) pour le c-leg®
			Mauch® SNS		
(Segal, Orendurff et al. 2006)	Vétérans américains	Randomisée non aveugle Marche a vitesse de confort	C-Leg®	Ensemble des variables issus de l'analyse de la marche	Vitesse de confort plus élevée pour C-leg® Longueur de pas plus symétrique pour le C-leg®
	8/12 recrutés		Mauch® SNS		Diminution de l'effort coté prothèse pour le C-leg®, donc moins symétrique
					Pas de différence sur les couples dans le plan frontal et sagittal pour le membre controlatéral Pas de différence au niveau de la courbe de puissance de la hanche résiduelle dans le plan sagittal
(Johansson, Sherrill et al. 2005)	8 sujets (non vasculaires)	Randomisée non aveugle Marche a vitesse de confort	C leg®	Ensemble des variables issus de l'analyse de la marche	Pas de différence au niveau des vitesses de marche et des longueurs de pas
					Durée du pas prothétique plus long avec le Rhéo®
			Rhéo®		Pas de différence concernant les variables du coté sain
					SNS => augmentation du travail en extension de la hanche en phase d'appui et en phase oscillante
			SNS	Travail : intégration des courbes de puissances articulaires	C leg ® a une vitesse de flexion moins importante que le genou SNS
					Couple d'extension plus important au genou pour le genou SNS par rapport au Rhéo® et le C-leg®

Les études comparant genou à microprocesseur vs genou sans microprocesseur s'accordent à dire qu'on n'observe pas de modification sur le membre controlatéral.

Concernant la hanche résiduelle, les résultats sont contradictoires. Segal (Segal, Orendurff et al. 2006) ne trouvent pas de différences tandis que Johansson (Johansson, Sherrill et al. 2005) rapporte que le travail de la hanche (intégrale de la courbe de puissance) est moins important lors de l'utilisation du genou à microprocesseur. Ces différences entre auteurs peuvent notamment s'expliquer par le faible nombre de sujets inclus dans ces études

Au cours de la phase d'appui d'un sujet sain, on observe une flexion du genou et un couple d'extension du genou afin de contrôler cette flexion. L'un des apports des genoux modernes est que ce couple d'extension (ou de résistance à la flexion) peut être reproduit par des systèmes hydrauliques ou magnéto rhéologiques permettant une flexion contrôlée du genou en phase d'appui. Cependant, peu d'auteurs rapportent une flexion du genou non négligeable en phase d'appui. Ceci peut s'expliquer par le fait que pour la personne amputée, une flexion du genou en phase d'appui est liée à un déverrouillage du genou et donc à la chute.

Le tableau suivant synthétise les études comparant la consommation énergétique de la marche de patients utilisant des genoux à microprocesseurs et genoux sans microprocesseurs.

Tableau 4 : Synthèse des études de consommation énergétique comparant des genoux à microprocesseurs et des genoux conventionnels (TF : Sujets amputés Trans-Fémoraux

Auteur	Participants	Méthodologie	Genoux utilisés Genou1/Genou2	Résultats consommation énergétique du genou1/genou2
(Kaufman, Levine et al. 2008)	15 TF étiologies différentes	non randomisée non aveugle	C-leg®/ SNS	Diminution de 2.3% non significative
(Seymour, Engbretson et al. 2007)	10 TF actif étiologies différentes	non randomisée non aveugle	C-Leg® / SNS	Diminution de 6% a vitesse de normale et de 3% a vitesse rapide
(Chin, Machida et al. 2006)	4 TF d'origine traumatique	non randomisée non aveugle	IP[5] ®/C leg®	Pas de différences significatives
(Orendurff, Segal et al. 2006)	8 TF	randomisée non aveugle	C-Leg ®/ SNS	Légère diminution de consommation de VO2 non significative, mais vitesse de marche plus importante pour le C-leg => meilleur efficacité pour le C-leg
(Datta, Heller et al. 2005)	10 TF actif étiologies différentes	non randomisée non aveugle	IP®/ pneumatique	Pas de différence a vitesse de marche normale. Diminution en vitesse lente
(Schmalz, Blumentritt et al. 2002)	6 actifs TF	randomisée non aveugle	C-Leg® / 3C1®	Diminution de 6 à 7% pour les vitesses lentes et moyennes, mais pas de différences à vitesse rapide
(Buckley, Spence et al. 1997)	3 TF actif d'origine non vasculaire	non randomisée non aveugle	IP®/pneumatique	Diminution de 5.6 à 9% en marche lente et rapide Diminution de 4.1% pendant les périodes de changement de vitesses

L'apport des genoux prothétiques à microprocesseur sur la consommation d'oxygène a été évalué par différents auteurs. La consommation énergétique dépend à la fois de l'étiologie et du niveau d'amputation. Les auteurs présentés dans le tableau ont évalué la consommation d'oxygène des sujets appareillés avec un genou puis l'autre. Ces études peuvent donc calculer la diminution relative de la consommation d'oxygène sur leur groupe de sujets.

[5] IP, 'Inteligent prosthesis, contrôle pneumatique de la phase oscillante asservie par microprocesseur, Bladchford

A vitesse de marche de confort, l'utilisation d'un genou à microprocesseur permet une diminution de consommation de O2 comprise entre 3 et 7%. Cette diminution évolue en fonction de la vitesse de marche, mais l'évolution de cette différence est variable selon les auteurs.
Deux auteurs se sont intéressés à la comparaison de différents genoux à microprocesseur et n'ont pas mis en évidence de différences entre les différents genoux.

3.3. Pied cheville

Les pieds prothétiques utilisés pour les sujets amputés trans-fémoraux sont globalement les mêmes - que pour les sujets amputés trans-tibiaux. Plusieurs auteurs se sont intéressés à l'influence des pieds prothétiques que ce soit par l'analyse de marche (Macfarlane, Nielsen et al. 1997; van der Linden, Solomonidis et al. 1999; Graham, Datta et al. 2007) ou en évaluant l'impact sur la consommation d'oxygène (Macfarlane, Nielsen et al. 1997; Graham, Datta et al. 2008). Comme les études portant sur les sujets amputés trans-tibiaux, les résultats tendent vers une diminution de la consommation d'oxygène, mais la signification tant sur le plan clinique que statistique est difficile à évaluer en raison du faible nombre des groupes de sujets testés.

3.4. Compensations des membres résiduels

Malgré les progrès réalisés dans la prise en charge des sujets amputés trans-fémoraux, les limites des composants actuels entraînent toujours une marche asymétrique et des compensations du membre controlatéral et des segments sus-jacents à l'amputation. Le membre controlatéral présente des amplitudes et des couples articulaires augmentés par rapport aux sujets asymptomatiques(van der Linden, Solomonidis et al. 1999; Nolan and Lees 2000).

La hanche résiduelle commence son extension dès le début de la mise en charge du membre prothétique permettant le verrouillage en extension du genou prothétique. Puis lors de la mise en charge du membre controlatéral (50% du cycle de marche), l'extension de la hanche entraîne la flexion du genou prothétique jusqu'à 80% du cycle de marche. Cette position est alors maintenue afin de permettre le retour en extension du genou.

Jaegers (Jaegers, Arendzen et al. 1996)s'est intéressé à l'activation électromyographique des muscles superficiels de la hanche. Comparées aux sujets sains, les durées d'activations sont plus longues et

les amplitudes des signaux mesurées sont comprises entre 50 et 75% des valeurs obtenues à effort maximal contre 25% chez les sujets de contrôle.

La coordination entre le tronc et le bassin est également affectée par l'amputation. Les sujets amputés trans-fémoraux présentent une augmentation de l'amplitude du tronc et du bassin dans le plan frontal et sagittal(Cappozzo, Figura et al. 1982; Jaegers, Arendzen et al. 1995). Les rotations entre le tronc et le bassin dans le plan transverse présentent un déphasage moins important pour les sujets appareillés (Goujon-Pillet, Sapin et al.).

4. Conclusion de la synthèse bibliographique et orientation du travail de recherche en analyse du mouvement

Malgré les évolutions des composants prothétiques, les personnes appareillées du membre inférieur sont limitées dans leurs activités de la vie quotidienne. La marche à plat des sujets amputés trans-tibiaux a été largement étudiée, mais la marche de la personne amputée trans-fémorale a fait l'objet de moins d'attention.

Cette synthèse bibliographique montre les limites des études réalisées visant à montrer l'apport des composants modernes. Les disparités liées aux sujets, aux causes d'amputations et le faible nombre de patients inclus dans les études sont autant de freins difficilement surmontables.

Dans cette thèse, nous nous sommes attachés à analyser la marche de personnes amputées en faisant varier les conditions dans lesquelles celles-ci évoluent, notamment marcher à différentes vitesses et descendre un escalier qui sont deux situations de la vie courante. Le nombre de patients que nous avons pu inclure nous permet de mettre en évidence des paramètres fonctionnels essentiels à la conception des composants prothétiques. Par contre ce nombre demanderait à être accru si nous cherchions à conclure sur l'efficacité d'un composant particulier.

.

Chapitre 2 : Influence de la vitesse de marche

1. Synthèse bibliographique

1.1. Influence de la vitesse sur la marche de sujets sains

On trouve dans la littérature plusieurs études ayant évalué l'influence de la vitesse sur les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques de la marche de sujets asymptomatiques. Le tableau suivant répertorie 3 études portant sur l'étude cinématique, cinétique de la marche à différentes vitesses.

Tableau 5: Analyse de la marche de sujets asymptomatiques à différentes vitesses

		(Stoquart, Detrembleur et al. 2008)	(Lelas, Merriman et al. 2003)	(Oberg, Karsznia et al. 1993; Oberg, Karsznia et al. 1994)
Matériel et méthodes	Sujets	12 sujets (23 +/-2 ans)	64 sujets [19-40] ans	233 sujets [10-79] ans
	Vitesses	1,2,3,4,5,6 km/h	confortable - rapide - lente - très lente	lent - normal - rapide
	Matériel	Tapis roulant instrumenté Elite 100Hz, EMG, consommation d'oxygène	VICON 512 - 2 plateformes de forces	Goniomètres
Résultats		Paramètres spatio-temporels		Paramètres spatio-temporels
		Paramètres cinématiques et cinétiques	Paramètres cinématiques et cinétiques	Paramètres angulaires
		Consommation de VO^2	Régressions linéaires et bilinéaires de la vitesse en fonction des paramètres	
Conclusion		Mise en place d'une base de donnée	Régressions peu significatives pour les paramètres cinématiques, plus significatives pour les paramètres cinétiques	Base de donnée de référence en fonction de l'âge et de la vitesse

Le nombre de patients inclus dans les études de la littérature varie entre 12 et 233 sujets. Ces études ont permis de mettre en place des bases de données conséquentes de sujets de référence pour différentes vitesses de marche.

1.2. Influence de la vitesse sur la marche de sujets appareillés

1.2.1. Personnes amputées trans-tibiales

Les personnes amputées trans-tibiales présentant une marche asymétrique et une vitesse de confort plus faible que les sujets asymptomatiques, plusieurs auteurs se sont intéressés à l'influence de la vitesse de marche sur les paramètres cinétiques et cinématiques chez les personnes amputées trans-tibiales.

Le tableau suivant regroupe les études focalisées sur l'influence de la vitesse sur la marche de personnes amputées trans-tibiales.

Tableau 6 : Analyse de la marche de sujets amputés trans-tibiaux à différentes vitesses

Auteur/Année		(Silverman, Fey et al. 2008)	(Nolan, Wit et al. 2003)	(Isakov, Burger et al. 1996)
Matériel et méthodes	Sujets	14 sujets amputés trans-tibiaux utilisant leur prothèse, 10 sujets asymptomatiques	4 sujets amputés trans-tibiaux	14 sujets amputés trans-tibiaux
	Vitesses [m/s]	0.6 0.9 1.2 1.5	0.5 0.9 1.2 + Vitesse max [1.5 et 1.9]	Vitesse de confort Vitesse rapide
	Matériel	Vicon	Semelles de pression	goniometres
Résultats		Efforts et impulsions	Pic composante verticale de l'effort	Cinématique genou hanche
		Travail Cheville Genou Hanche	Impulsion de l'effort vertical	Paramètres spatio temporels
			Temps d'appui de phase oscillante	
Conclusion		L'asymétrie entre membre sain et résiduel n'augmente pas avec l'augmentation de vitesse La compensation s'observe principalement au niveau du travail exercé au cours de la phase d'appui par la hanche saine et la hanche résiduelle	L'asymétrie temporelle diminue, mais l'asymétrie des efforts au sol augmente	La vitesse n'augmente pas l'asymétrie observée sur les variables cinématique entre les deux membres inf.

Concernant les paramètres cinématiques, Silverman et Isakov (Isakov, Burger et al. 1996; Silverman, Fey et al. 2008) s'accordent à dire que la vitesse n'augmente pas l'asymétrie des paramètres temporels et angulaires entre la jambe appareillée et la jambe controlatérale. Nolan (Nolan, Wit et al. 2003) en utilisant des semelles de pression calcule un effort et le temps d'appui sur le membre appareillé et sur le membre controlatéral. Cet auteur conclut que la vitesse n'augmente pas

l'asymétrie sur les paramètres temporels, mais que l'asymétrie augmente en ce qui concerne les efforts repris par le membre appareillé et controlatéral pour ces quatre sujets amputés trans-tibiaux. Silverman (Silverman, Fey et al. 2008) a récemment contredit ce résultat sur un groupe de 14 sujets, et conclut que le niveau d'asymétrie entre les efforts appliqués sur le sol par le membre sain et appareillé est maintenu lorsque la vitesse augmente. Ce maintien se traduit en revanche par une augmentation du travail effectué par la hanche résiduelle et la hanche du membre controlatérale par rapport à la hanche des sujets asymptomatiques.

1.2.2. Personnes amputées trans-fémorales

Le tableau suivant regroupe les études focalisées sur l'influence de la vitesse sur la marche de personnes amputées trans-fémorales.

Tableau 7 : Analyse de la marche de sujets amputés trans-fémoraux à différentes vitesses

Sujets Fémoraux		(Nolan, Wit et al. 2003)	(Boonstra, Schrama et al. 1996)	(Murray, Mollinger et al. 1983)
Matériel et méthodes	Sujets	4 sujets amputés trans-fémoraux	28 sujets amputés trans-fémoraux	6 sujets amputés trans-fémoraux
	Vitesses [m/s]	0.5 0.9 1.2 + Vitesse max [1.5 et 1.9]	Vitesse confortable et maximale	Lent, Normal, Rapide
	Matériel	Semelles de pression	Goniomètre	Optoélectronique
Résultats		Pic composante verticale de l'effort	Amplitudes articulaires genou et hanche	Cinématique genou/ altitude du talon
		Impulsion de l'effort vertical	Durées de phases oscillantes	
		Temps d'appui de cycle et de phase oscillante	Paramètres généraux	
Conclusion		L'asymétrie temporelle diminue, mais l'asymétrie des efforts au sol augmente	Les systèmes de régulations hydrauliques et pneumatiques permettent de limiter l'influence de la vitesse sur la cinématique du genou au cours de la phase oscillante par rapport au genou à friction	

Si la plupart des études s'intéressant à la consommation énergétique de sujets amputés trans-fémoraux ont analysé plusieurs vitesses de marche, très peu d'études cinématiques et dynamiques de la marche ont été effectuées à différentes vitesses de marche.

Seul Boonstra et Murray se sont intéressés à la comparaison de genoux prothétiques pour différentes vitesses de marche, mais ils n'ont mesuré que des variables cinématiques. Nolan en 2003, a utilisé des semelles de pression, lui permettant de calculer la composante verticale de l'effort appliqué sur le sol, et observe que si l'asymétrie sur les paramètres temporels n'est pas affectée par la vitesse de marche, les efforts produits par le membre controlatéral augmentent.

1.2.3. Conclusion de la synthèse bibliographique

Si l'influence de la vitesse sur la marche de sujets asymptomatiques et de sujets trans-tibiaux a été décrite dans la littérature, cette influence n'a été que partiellement étudiée sur les amputés trans-fémoraux. En effet, il n'existe pas à notre connaissance d'études à la fois cinématiques et cinétiques de la marche de sujets amputés trans-fémoraux à différentes vitesses.

2. Matériel et Méthodes

2.1. Sujets

Un groupe de 6 sujets asymptomatiques (age moyen 26 ans, taille 175 (écart type 12.5) cm, poids 72.4 (écart type 13.7) kg) a permis d'établir les corridors de référence. 8 sujets actifs et très actifs amputés trans-fémoraux et désarticulés de genoux (G_01, et G_02) ont également participé à l'étude. La description de ces sujets et de leur appareillage est fournie dans le tableau suivant.

Tableau 8 : Caractéristiques des sujets amputés trans-fémoraux

Sujets	Contrôle de la phase d'appui	Contrôle de la phase oscillante	Microprocesseur	Taille (McMulkin, Osebold et al.)	Poids (kg)	Age (années)
G_01	Polycentrique	Friction	-	178	84	36
G_02	Polycentrique	Hydraulique	-	171	68	49
P_01	Hydraulique	Pneumatique	oui	188	80	23
P_02	Frein mécanique	Pneumatique	oui	181	80	35
P_03	Frein mécanique	Pneumatique	oui	169	75	56
P_04	Hydraulique	Hydraulique	oui	184	78	42
P_05	Hydraulique	Hydraulique	oui	171	82	49
P_06	Hydraulique	Hydraulique	oui	185	84	59

2.2. Repères anatomiques, Mesures Statiques

L'ensemble du protocole mis en place par Goujon (Goujon 2006) a été utilisé. Les repères anatomiques n'ont pas évolué. Seul l'algorithme de détermination du centre de la tête fémorale a été remplacé par la méthode décrite par Ehrig (Ehrig, Taylor et al. 2007).

Des ancillaires sont utilisés afin de suivre le déplacement des segments tibia et fémur dans l'espace. Cette méthode a l'avantage de pouvoir placer sur le membre prothétique 4 marqueurs suffisamment espacés pour éviter les pertes de marqueurs. La fixation des ancillaires a été modifiée afin d'éviter que ceux-ci ne glissent sur le segment étudié. Cette fixation est réalisée à partir de bandes élastiques adhésive sur elle-même mais pas sur la peau « de type Coheban ®» (Manal, McClay et al. 2000)

Une mesure en position statique de référence est enfin enregistrée sur la plateforme de force. Les différents repères anatomiques associés à chaque segment sont présentés en annexe. Au cours de cette position statique, des photos (10 Mégapixels) de face, de profil droit et de profil gauche sont prises. 4 marqueurs sont posés sur le sol. Ces 4 marqueurs et entre 2 et 4 autres marqueurs placés sur le sujets sont manuellement identifiés sur chacune des photos afin de calibrer les photographies à partir d'un algorithme DLT.

2.3. Repères spécifiques liés au genou polycentrique

Le centre instantané de rotation d'un genou polycentrique est défini par la géométrie des axes qui le composent. Au cours de l'acquisition statique, les marqueurs définissant l'axe de flexion du genou sont placés sur l'axe antérieur et proximal du genou polycentrique. Les quatre axes du genou polycentrique sont alors repérés manuellement sur les photographies calibrées et sont liés de manière rigide aux ancillaires placés sur le tibia et le fémur (Figure 13). Le centre instantané de rotation peut donc être calculé géométriquement à chaque acquisition. Le repère anatomique lié au fémur est défini de la même manière que pour le genou des sujets contrôles. Seul le centre du repère est remplacé par le centre instantané de rotation.

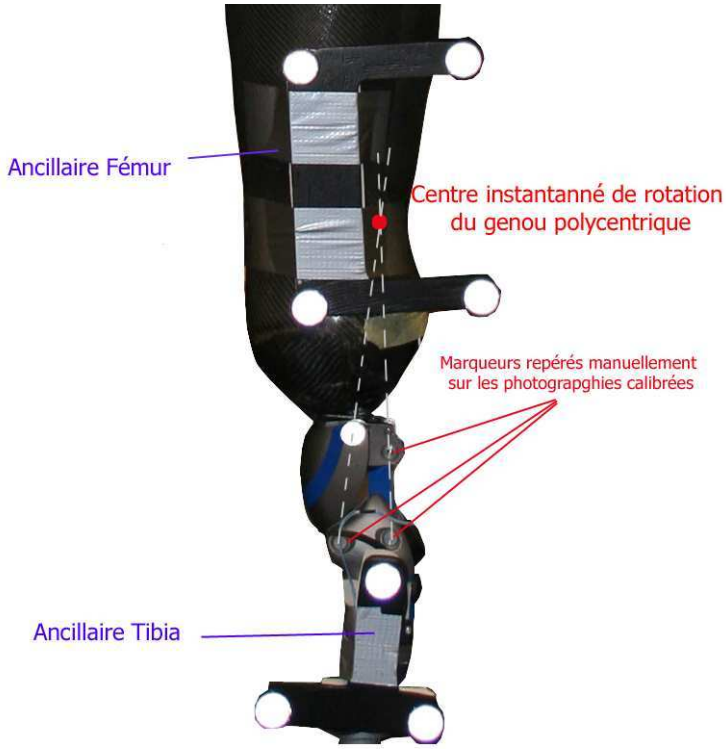


Figure 13 : Détermination du centre instantanné de rotation des genoux polycentriques

La précision sur la détermination manuelle des points cliqués sur les photographies à été évaluée en calculant la distance entre des points mesurés par le système optoélectronique et ces mêmes points reconstruits à partir de l'identification manuelle sur les photographies (appelés points 3D cliqués) (Figure 14).

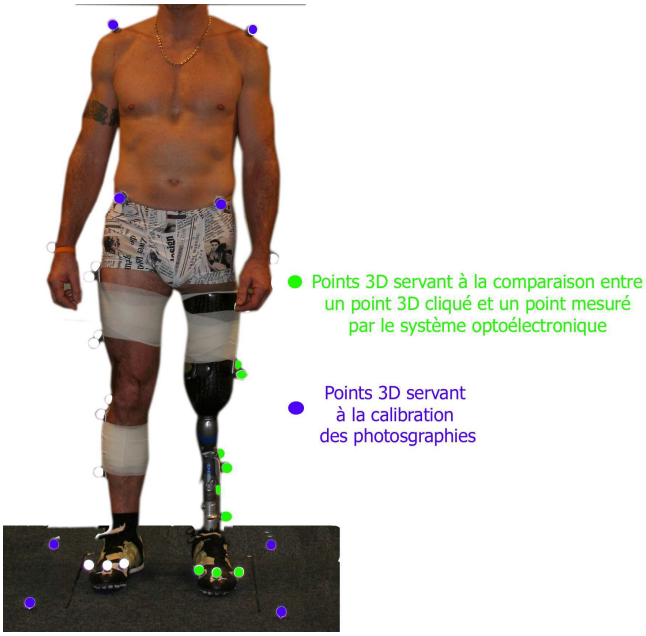


Figure 14 : Evaluation de l'incertitude sur les points 3D cliqués

La distance moyenne entre les points de références et les points cliqués est de 2.15 mm (écart type 0.15). L'incertitude sur la position 3D d'un marqueur par le système optoélectronique a été quantifié

par Goujon (Goujon 2006). Celle-ci est de 1.57mm. Cette méthode permet donc d'obtenir des points en statique sans placer de marqueurs physiquement sur le sujet. Ceci permet de ne pas augmenter le temps de placement des marqueurs (temps passé avec le patient) et de mesurer des marqueurs proches les uns des autres sans risquer des confusions par le système optoélectronique.

2.4. Modélisation inertielle et méthodes de calcul des torseurs inter segmentaires

Le modèle géométrique mis en place par Goujon (Goujon 2006) a également été repris. La modélisation des segments corporels en solides rigides est réalisée à partir de cylindres à base elliptiques. Ces ellipses sont dans un premier temps calculées à partir des marqueurs placés sur le sujet. Pour chaque segment, 5 ellipses sont ensuite interpolées linéairement entre les deux ellipses extrêmes. Ces ellipses sont ensuite projetées sur les photographies de face et de profil et ajustées sur les contours de la photographie.

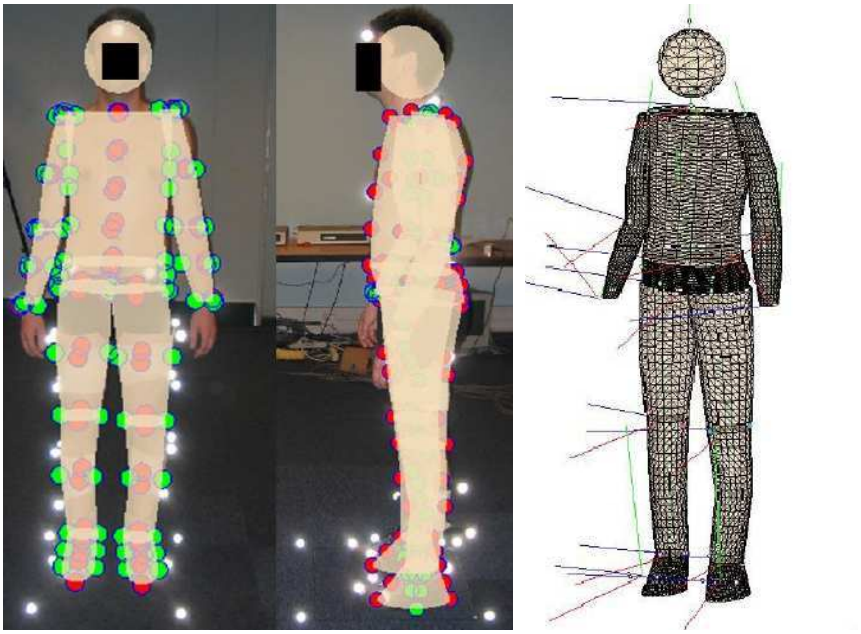


Figure 15: Personnalisation du modèle géométrique(Pillet, Bonnet et al. accepted)

Les densités de Demster ont été affectées à chacun des segments volumiques (Dempster 1955). Les couples articulaires ont été calculés par dynamique inverse ascendante à partir du formalisme de Legnani (Legnani, Casolo et al. 1996) présenté par Doriot pour la marche (Doriot and Cheze 2004). La programmation de cet algorithme a été réalisée dans le cadre du projet de fin d'études de Barbara Chevereau. Le torseur dynamique obtenu par ce modèle au cours de la marche de sujets asymptomatiques a été comparé a celui mesuré par deux plateformes de forces par Pillet (Pillet, Bonnet et al. accepted).

La géométrie des segments prothétiques a été modélisée de la même manière que les autres segments. Les densités affectées à ces segments ont donc été calculées à partir des poids des différents composants prothétiques. Un poids de 500 grammes a été rajouté au pied pour prendre en compte le poids de la chaussure.

3. Influence de la vitesse sur les paramètres généraux.

3.1. Paramètres généraux

Les vitesses réalisées par les sujets contrôle lors des instructions de marche lente normale et rapide sont données dans le tableau suivant.

Tableau 9 : Vitesses réalisées par les sujets contrôle

	Vitesse [m/s]	Lent	Normal	Rapide
Etude Courante	**moyenne**	**0.94**	**1.29**	**1.70**
	écart type	0.14	0.07	0.27
(Oberg, Karsznia et al. 1993)	**moyenne**	**0.83**	**1.23**	**1.63**
	écart type	0.09	0.11	0.20

La figure suivante présente les vitesses réalisées pour les conditions de marche lente, normale et rapide.

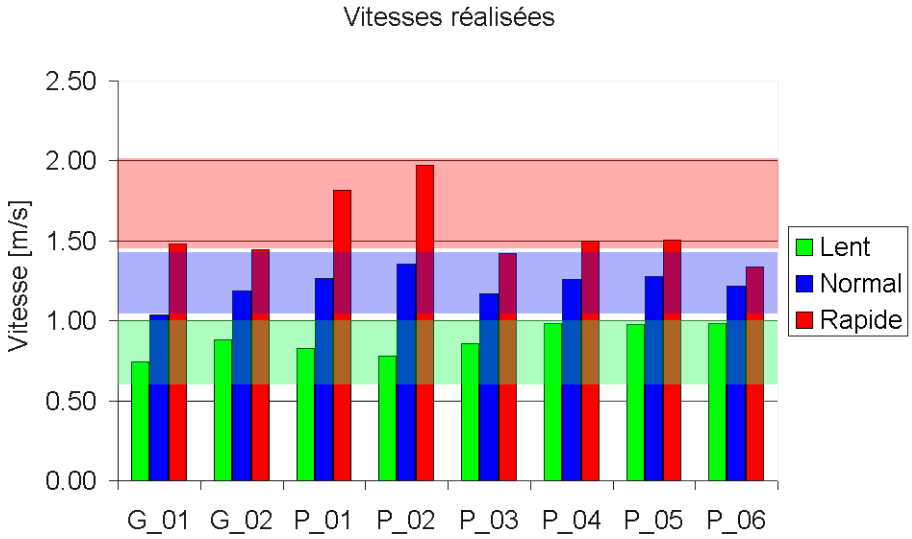


Figure 16 : Vitesses réalisées par les patients appareillés pour les différentes conditions de vitesses de marche, les aires transparentes correspondent aux vitesses réalisées par les sujets du groupe de contrôle

Les vitesses réalisées par le groupe de sujets de contrôle de cette étude sont plus rapides que pour l'étude d'Oberg (Oberg, Karsznia et al. 1993) qui a réalisé ses mesures dans une salle moins longue (6m contre 9m dans cette étude). Les sujets appareillés ont adopté des vitesses de marches comparables à celles choisies par le groupe de sujets contrôles.

La figure suivante présente l'évolution du pourcentage de phase d'appui et de la longueur de pas en fonction de la vitesse de marche.

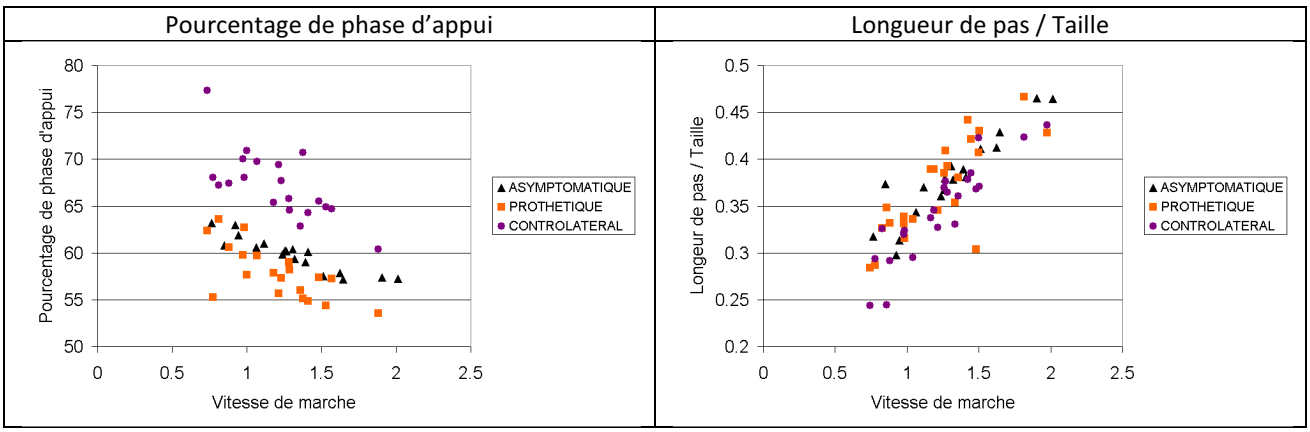


Figure 17 : Evolution du pourcentage de phase d'appui et de la longeur de pas en fonction de la vitesse de marche

Quelque soit la vitesse de marche, le pourcentage de phase d'appui du membre controlatéral est plus élevé que pour le groupe de contrôle et que du coté appareillé. Le pas prothétique est plus long que le pas sain (pas controlatéral). Le pourcentage de phase d'appui diminue et la longueur de pas augmente avec la vitesse de marche, mais les différences entre le coté prothétique et le coté sain (membre controlatéral) ne semblent pas être affectées par la vitesse de marche.

4. Influence de la vitesse sur les paramètres cinématiques et cinétiques des sujets asymptomatiques

La figure suivante présente les corridors obtenus dans le plan sagittal pour les six sujets asymptomatiques, à gauche pour la cheville, au milieu pour le genou et à droite pour la hanche.

- vert : condition de vitesse lente
- bleu : condition de vitesse normale
- rouge : condition de vitesse rapide

Les valeurs positives correspondent pour les angles à la flexion, pour les moments à un moment externe de flexion appliquée sur l'articulation, et pour les puissances à une puissance développée

par l’articulation. Inversement les valeurs négatives correspondent à un angle d’extension, un couple externe d’extension appliquée sur l’articulation et une puissance dissipée par l’articulation.

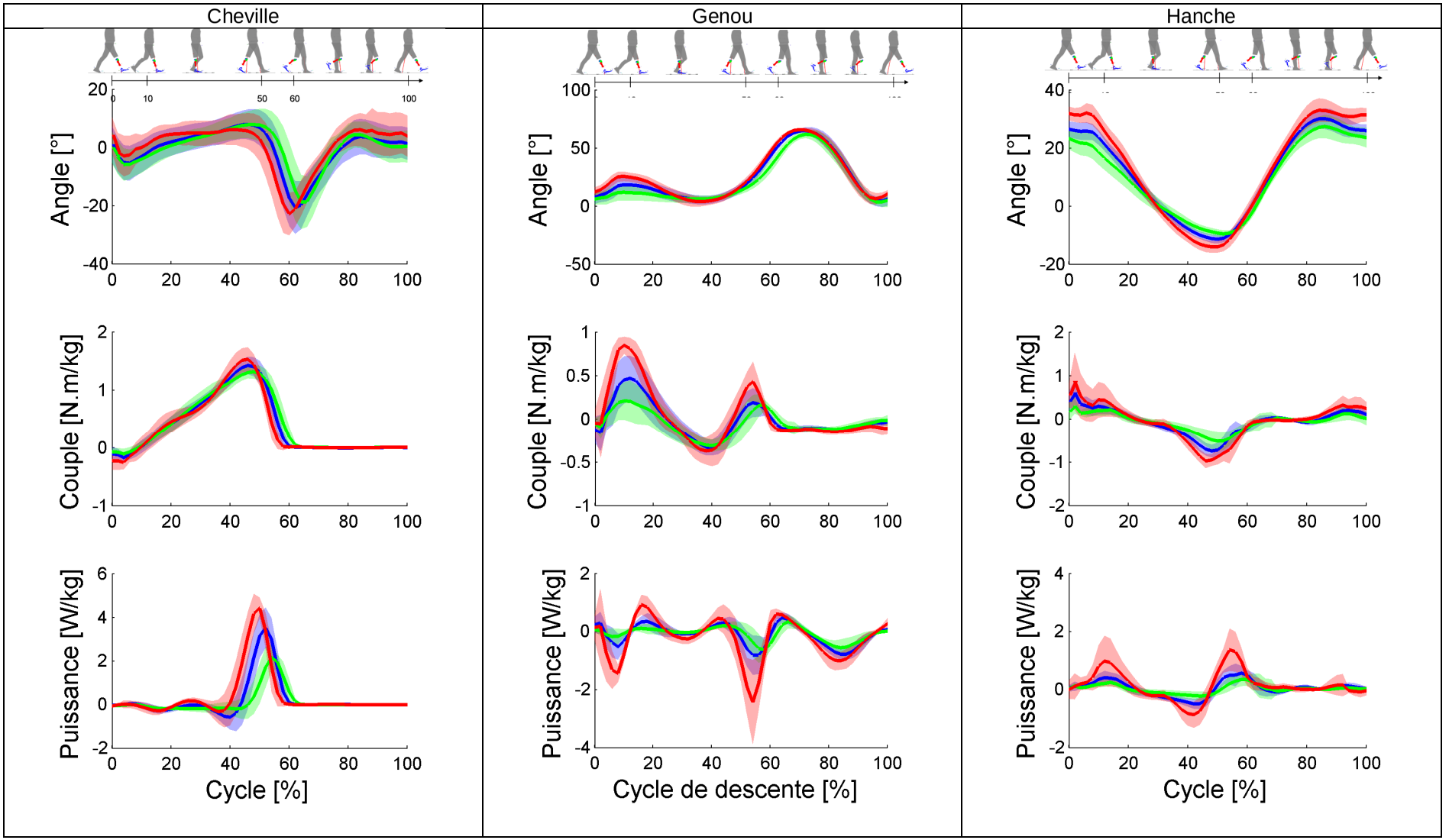


Figure 18 : Courbes cinématiques et cinétiques dans le plan sagittal de la cheville, du genou et de la hanche des sujets asymptomatiques pour les trois conditions de vitesse de marche

5. Influence de la vitesse sur les paramètres cinématiques et cinétiques des sujets amputés trans-fémoraux

5.1. Evolution des paramètres cinématiques du genou prothétique

La flexion du genou prothétique en fonction de la vitesse de marche est très dépendante du genou prothétique utilisé. La régulation du genou prothétique en phase oscillante a pour but de permettre une flexion suffisante du genou afin que le pied ne touche pas le sol lors du passage du pas en vitesse lente et de limiter ce maximum de flexion en marche rapide afin de ne pas provoquer une élévation excessive du talon.

Les deux figures suivantes soulignent les disparités existant entre les genoux prothétiques. Les courbes représentent l'angle de flexion du genou prothétique en fonction du pourcentage de cycle pour la marche à vitesse lente (bleu), à vitesse normale (vert) et rapide (rouge). Ces courbes correspondent à la moyenne des passages pour chaque condition de vitesse à gauche, pour un patient utilisant un genou sans régulation et à droite pour un patient utilisant un genou avec régulation.

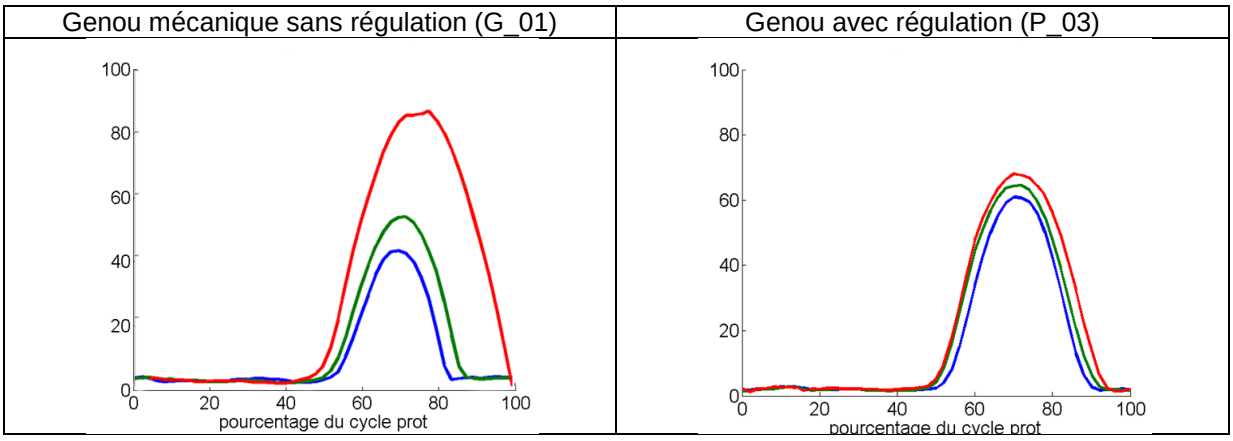


Figure 19 : Cinématique d'un genou prothétique avec ou sans régulation pour les différentes condition de vitesses de marche à gauche pour un patient utilisant un genou sans régulation et à droite pour un patient utilisant un genou avec régulation

La comparaison des genoux prothétiques peut donc se faire en calculant l'augmentation provoquée par la vitesse de marche sur l'amplitude de flexion en phase oscillante.

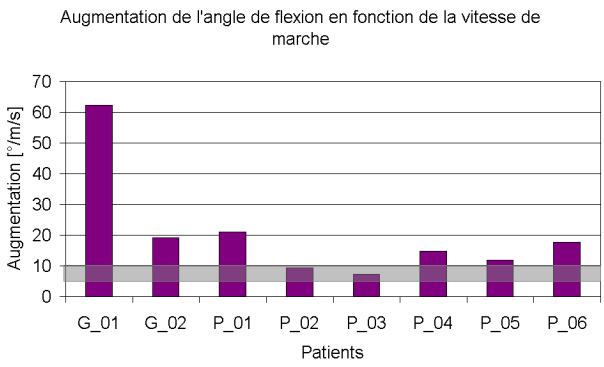


Figure 20 : Augmentation de l'angle de flexion du genou en phase oscillante en fonction de la vitesse

On constate que pour le sujet G_01 l'augmentation de l'amplitude de flexion est 62°/m/s. Le genou utilisé ne comporte pas de régulation de la phase oscillante mais juste un freinage par friction et un rappel élastique à l'extension. Cette augmentation est comprise entre 21 et 7 °/m/s pour les autres sujets ayant des genoux comportant une régulation de la phase oscillante.

5.2. Efforts exercés sur le sol.

Remarque : Mis à part le paramètre cinématique précédent qui témoigne de la présence ou non d'un système de contrôle de la phase oscillante, nous avons choisi par la suite de présenter les résultats pour l'ensemble des patients appareillés quelque soit le pied et le genou prothétique utilisé. Nous avons donc cherché à mettre en évidence les limites des genoux prothétiques lors de la marche sur sol plat par rapport aux sujets asymptomatiques (en raison du faible nombre de sujets inclus dans cette étude). Par contre ce nombre demanderait à être accru si nous cherchions à conclure sur l'efficacité d'un composant particulier

La Figure 21 présente les composantes antéro postérieures, et verticales de l'effort exercé sur le sol en fonction du pourcentage du cycle de marche. On observe une légère diminution du minimum atteint par la composante antéro postérieure lors de la mise en charge sur le membre prothétique, mais principalement une forte diminution des maxima atteints par les composantes antéro postérieure et verticale de l'effort lors de la phase de propulsion.

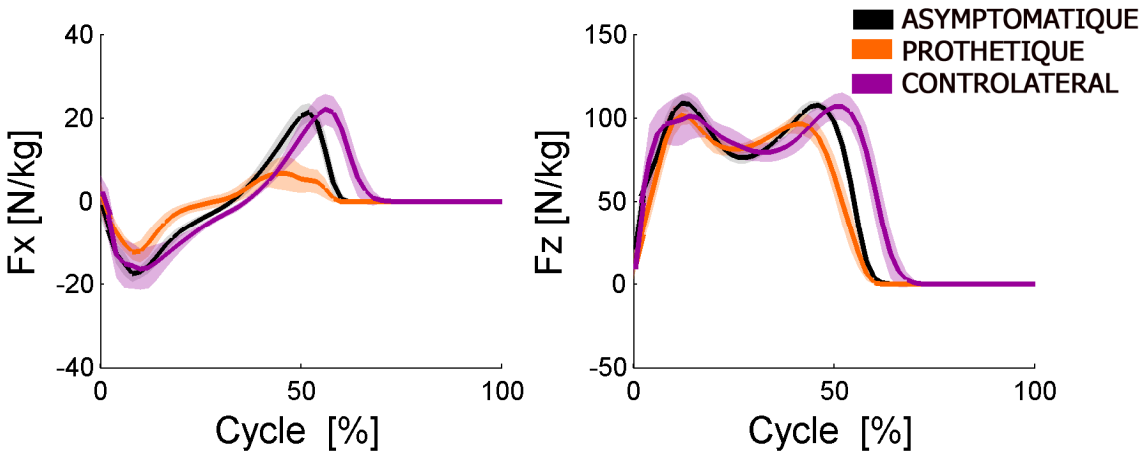


Figure 21 : Composantes des efforts exercés sur le sol pour le groupe de contrôle, le membre prothétique et le membre contro latéral à vitesse de confort (vitesse normale)

La Figure 22A présente l'évolution du maximum de la composante antéro postérieure de l'effort appliqué sur le sol pour l'ensemble des sujets appareillés et des sujets asymptomatiques. On observe que cette diminution du côté prothétique est compensée par une augmentation du côté sain. L'asymétrie entre les deux membres inférieurs a tendance à augmenter avec la vitesse de marche.

A : Maximum de la composante antéro postérieure de l'effort appliqué sur le sol	B : Couple de flexion de hanche lors de l'initiation de la flexion du genou

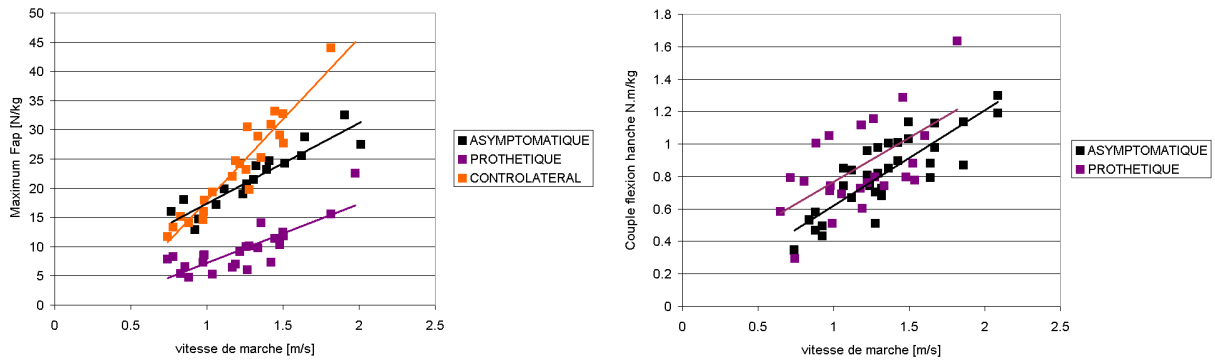


Figure 22 : Evolution du maximum de la composante antéro postérieure de l'effort appliqué sur le sol en fonction de la vitesse de marche

Le couple d'extension à la hanche (Figure 22 B) du coté prothétique a tendance à être plus important que pour le groupe de sujets asymptomatiques. Celui-ci augmente avec la vitesse. Schmalz (Schmalz, Blumentritt et al. 2002) a montré que l'alignement antéro postérieur de l'axe du genou prothétique avait une influence sur ce couple au niveau de la hanche. La dispersion que nous obtenons met en évidence les différences dans l'adaptation du patient à son appareillage.

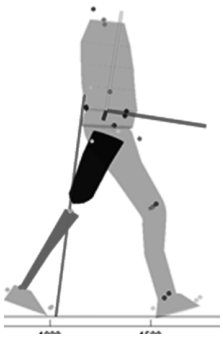


Figure 23 : Initiation de la phase oscillante

Quelque soit le genou prothétique utilisé, le contrôle de la phase d'appui est actif tout au long de la phase d'appui unipodal et doit être désactivé au début du second double appui afin de permettre l'initiation de la phase oscillante (Figure 23). Les sujets trans-fémoraux ne peuvent initier la flexion du genou prothétique qu'une fois en appui sur leur membre controlatéral. Cette flexion n'est permise que si un couple externe de flexion est appliqué sur le genou prothétique. La phase de propulsion coïncide donc avec le déverrouillage du genou prothétique, ce qui explique à la fois l'augmentation du couple d'extension de la hanche et la diminution de la composante antérieure de l'effort appliqué sur le sol.

6. Quantification de la puissance interne

6.1. Méthode

Au cours du mouvement, le corps peut être considéré comme un système de solides rigides articulés. La puissance interne peut alors être calculée pour la cheville comme pour l'ensemble des autres articulations.

$$P_{\text{int } Cheville} = \underbrace{\overrightarrow{M(pied \rightarrow tibia)} \bullet \overrightarrow{\Omega(tibia / pied)}}_{Terme\cdots angulaire} + \underbrace{\overrightarrow{R(pied \rightarrow tibia)} \bullet \overrightarrow{V(O \in tibia / pied)}}_{Terme\cdots en\cdots translation}$$

$\overrightarrow{M(pied \rightarrow tibia)}$ et $\overrightarrow{R(pied \rightarrow tibia)}$ peuvent être obtenus par dynamique inverse en prenant en compte les efforts de réactions appliqués par le sol sur le pied et la dynamique pied. $\overrightarrow{\Omega(tibia / pied)}$ et $\overrightarrow{V(O \in tibia / pied)}$ sont obtenus en dérivant par rapport au temps les matrices de positions des segments. L'ensemble de ces termes dépend des méthodes de calcul, des bruits de mesures, du modèle utilisé.

L'interprétation de ces puissances peut parfois être difficile. Par exemple entre 40 et 60% du cycle de marche, la fin de l'appui unipodal et le second appui bipodal correspondent à une phase de

propulsion du centre de gravité vers l'avant. Pour les sujets asymptomatiques, on observe une puissance interne positive au niveau de la cheville et de la hanche, mais également une puissance négative au niveau du genou (Figure 18).

Les pieds à restitution d'énergie permettent de reproduire une puissance positive au niveau de la cheville, par contre le genou prothétique doit contrôler la flexion du genou en dissipant de l'énergie. Il est donc difficile de quantifier la part de l'énergie restituée par le pied prothétique qui va réellement être utilisée par le sujet appareillé.

De même, au début de l'appui, l'appareillage doit permettre d'amortir l'impact du pied sur le sol. Il existe différents systèmes d'amortissements pour les pieds prothétiques, mais également des genoux prothétiques permettant une flexion du genou en phase d'appui.

Plutôt que de s'intéresser à la puissance interne au niveau de chacune des articulations, nous avons cherché à utiliser une méthode permettant d'évaluer la puissance interne du corps résultant de l'action de l'ensemble d'un membre inférieur sur le sol.

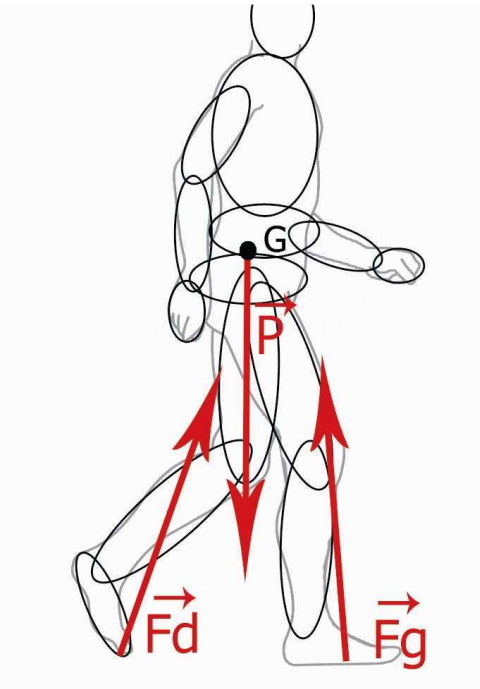


Figure 24 : Bilan des forces s'exerçant sur le corps

En effectuant le bilan des forces externes appliquées au système

Équation 1

$$\overrightarrow{F_d} + \overrightarrow{F_g} + \overrightarrow{P} = m \times \overrightarrow{\gamma_{G/R_0}}$$

Si l'on réalise le bilan des puissances sur le système correspondant au corps complet, et en faisant les hypothèses suivantes :

h1 : Les pieds ne glissent pas sur le sol

h2 : On néglige l'énergie cinétique due aux termes de rotations des différents segments.

$$P_{\text{int}erne} + P_{externe} = \underbrace{P_{cinétique}}_{\frac{d(E_c/R_0)}{dt}}$$

$$h_1 \left\{ P_{\text{int}erne} + P(\vec{P}) + \underbrace{P(\vec{F}_d)}_{=0} + \underbrace{P(\vec{F}_g)}_{=0} = \frac{d(E_c/R_0)}{dt} \right.$$

$$P_{\text{int}erne} + \vec{P} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}} = \frac{d(E_c/R_0)}{dt}$$

$$h_2 \left\{ P_{\text{int}erne} + \vec{P} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}} = \frac{d}{dt}(\sum_{segments\cdots ii} \frac{1}{2} m_{ii} (\overrightarrow{V_{Gii}/R_0})^2 + \underbrace{\sum_{segments\cdots ii} \frac{1}{2} \overrightarrow{\Omega}_{ii/Ro} . I . \overrightarrow{\Omega}_{ii/Ro}}_{=0} \right.$$

$$P_{\text{int}erne} + \vec{P} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}} = m \times \overrightarrow{V_{G/R_0}} \times \overrightarrow{\gamma_{G/R_0}}$$

Équation 2

En multipliant l'equation1 par $\overrightarrow{V_{G/R_0}}$

$$\overrightarrow{F_d} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}} + \overrightarrow{F_g} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}} + \vec{P} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}} = m \times \overrightarrow{\gamma_{G/R_0}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$$

On peut alors identifier

$$P_{\text{int}erne} = \overrightarrow{F_d} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}} + \overrightarrow{F_g} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$$

La puissance interne du système est donc composée de deux termes $\overrightarrow{F_d} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ et $\overrightarrow{F_g} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ .résultants de l'effort exercé par le sol sur le membre inférieur droit et sur le membre inférieur gauche. Si la dynamique de l'ensemble des segments du corps a une influence sur la vitesse du centre de gravité et sur la résultante des actions sur le sol, il est raisonnable de considérer que la contribution des membres inférieurs est majoritaire par rapport au reste du corps. Le terme $\overrightarrow{F_d} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ correspond alors à la puissance interne résultant principalement de l'action du membre inférieur droit, et le terme $\overrightarrow{F_g} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ correspond à la puissance interne résultant principalement de l'action du membre inférieur gauche. Donelan (Donelan, Kram et al. 2002) s'est intéressé à l'évolution de ces deux termes au cours de la marche de sujets asymptomatiques. Il montre notamment qu'au cours des périodes de double appui les deux termes $\overrightarrow{F_g} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ et $\overrightarrow{F_d} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ sont de signes opposés. Kuo (Kuo 2007) a alors fait l'analogie au pendule inversé. Si l'on considère que le centre de gravité décrit la trajectoire d'un pendule inversé au cours de l'appui unipodal, cette

puissance interne est nulle. Cependant les deux termes $\overrightarrow{F_g} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ et $\overrightarrow{F_d} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ permettent au cours des périodes de double appui de passer d'un système se comportant comme un pendule inversé sur la jambe droite à un pendule inversé sur la jambe gauche.

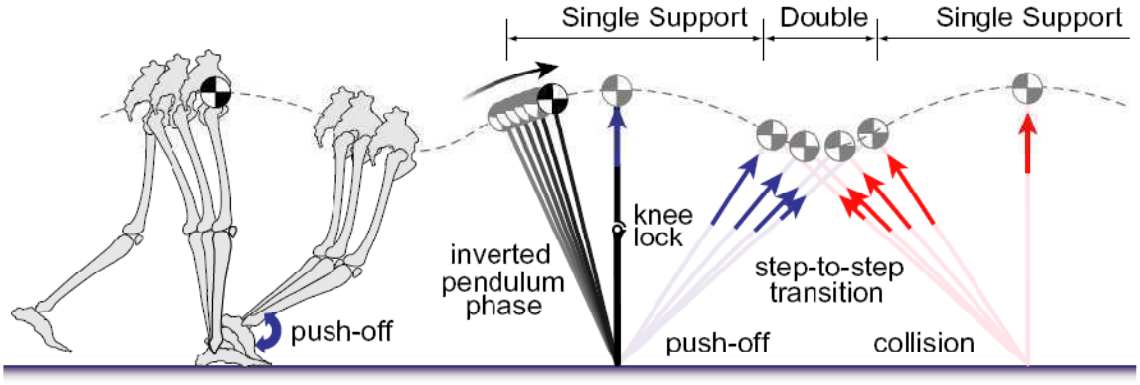


Figure 25 : Analogie au pendule inversé(Kuo 2007)

Nous nous sommes donc intéressé à l'évolution de ces deux termes $\overrightarrow{F_g} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ et $\overrightarrow{F_d} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ pour les sujets sains et aux termes $\overrightarrow{F_{prothétique}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ et $\overrightarrow{F_{controlatéral}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ pour les sujets appareillés où $\overrightarrow{F_{prothétique}}$ correspond à la résultante des efforts exercés par le sol sur le pied prothétique et $\overrightarrow{F_{controlatéral}}$ à la résultante des efforts exercés par le sol sur le pied du membre controlatéral.

A partir du principe fondamental de la dynamique $\overrightarrow{F_d} + \overrightarrow{F_g} + \overrightarrow{P} = m \times \overrightarrow{\gamma_{G/R_0}}$, on peut obtenir l'accélération du centre de gravité à partir de la somme des efforts mesurés par les plateformes de forces. Donelan (Donelan, Kram et al. 2002) à intégré cette équation par rapport au temps pour obtenir $\overrightarrow{V_{G/R_0}}$. Cependant cette méthode nécessite de faire des hypothèses pour déterminer les constantes d'intégration de la vitesse. Si les hypothèses utilisées par cet auteur peuvent être valable pour une population de sujets asymptomatiques, celles-ci demanderaient à être évaluées pour une population appareillée. C'est pourquoi nous avons préféré calculer $\overrightarrow{V_{G/R_0}}$ en dérivant la trajectoire du centre de gravité obtenu par le modèle segmentaire complet.

La figure suivante présente l'évolution selon chacun des axes des termes

$$\overrightarrow{F_{asymptomatique}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}} = F_{asymptomatique/x}.V_{Gx/R_0} + F_{asymptomatique/y}.V_{Gx/R_0} + F_{asymptomatique/z}.V_{Gx/R_0}$$

$$\overrightarrow{F_{prothétique}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}} = F_{prothétique/x}.V_{Gx/R_0} + F_{prothétique/y}.V_{Gx/R_0} + F_{prothétique/z}.V_{Gx/R_0}$$

$$\overrightarrow{F_{controlatéral}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}} = F_{controlatéral/x}.V_{Gx/R_0} + F_{controlatéral/y}.V_{Gx/R_0} + F_{controlatéral/z}.V_{Gx/R_0}$$

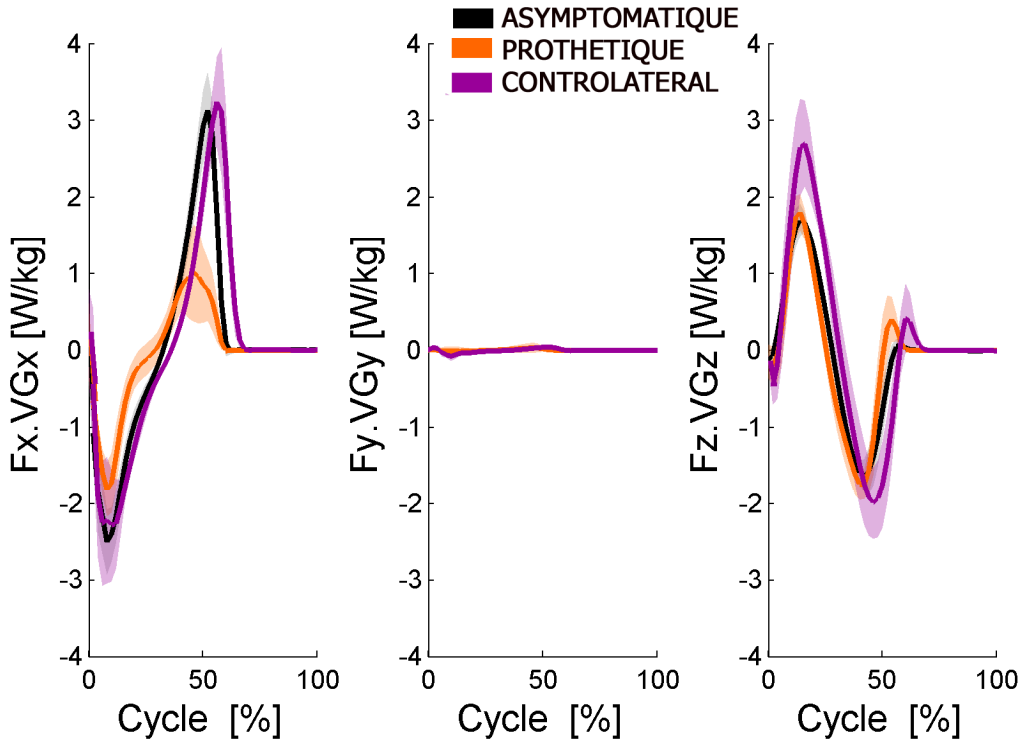


Figure 26 : Termes $\overrightarrow{F_{asymptomatique}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ au cours du cycle de marche des sujets asymptomatiques, $\overrightarrow{F_{prothétique}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ au cours du cycle prothétique et $\overrightarrow{F_{controlatéral}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ au cours du cycle du membre controlatéral pour l'ensemble des sujets en vitesse de marche « normale ».

Pour l'ensemble des sujets, le terme Fx.Vgx est négatif jusqu'au milieu de la phase d'appui puis positif. Le terme Fz.Vgz est positif puis négatif. Le terme Fy.Vgy est faible devant les deux autres termes.

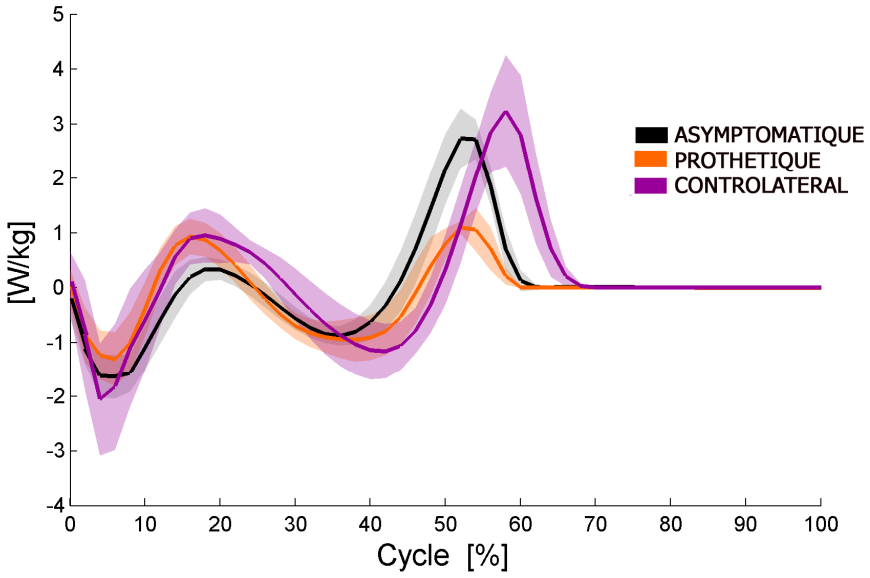


Figure 27 : Evolution des termes $\overrightarrow{F_{asymptomatique}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$. $\overrightarrow{F_{prothétique}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ $\overrightarrow{F_{controlatéral}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ en fonction du cycle de marche pour l'ensemble des sujets en vitesse de marche « normale »

Le terme Fx.Vgx est plus important que le terme Fz.Vgz au début de l'appui. $\overrightarrow{F} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ est donc négatif. La puissance interne résultant de l'action du membre inférieur qui commence sa phase d'appui (entre 0 et 15% du cycle de marche) est négative. « Ce membre inférieur freine le corps ». La puissance interne résultant du membre opposé est positive durant cette période, « Le membre opposé accélère le corps ».

Le rapport entre ces termes s'inverse au cours de l'appui unipodal.

A la fin de l'appui (entre 45 et 60%) $\overrightarrow{F} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ est positif. La puissance interne résultant de l'action du membre inférieur à la fin de l'appui (entre 45 et 60%) du cycle de marche est positive. « Le membre inférieur accélère le corps tandis que le membre opposé le freine »

Si l'on compare les puissances ainsi obtenues pour le membre appareillé et pour le membre inférieur des sujets asymptomatiques, ces courbes mettent en évidence une puissance de propulsion nettement diminuée pour le membre appareillé.

6.2. Influence de la vitesse

Pour évaluer l'influence de la vitesse sur cette courbe de puissance, nous avons intégré ces courbes par rapport au temps. On obtient alors un travail que l'on peut attribuer en première approximation à l'action du membre inférieur sur le sol.

La figure suivante représente les aires correspondant à ce travail en début et en fin d'appui.

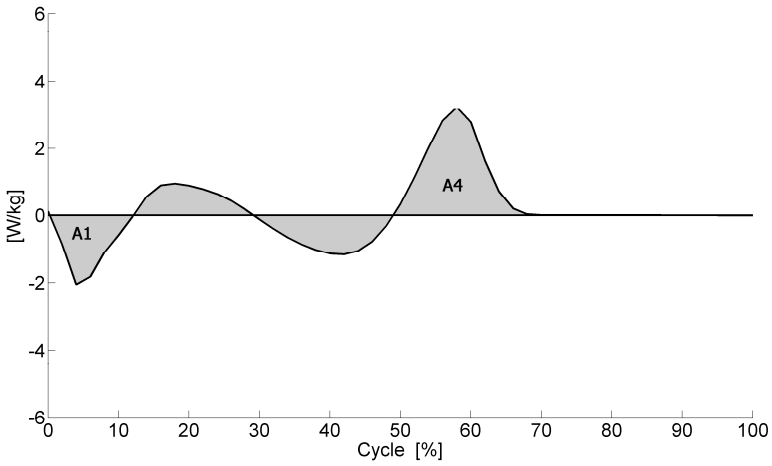


Figure 28 : Identification des paramètres de travail sur la courbe de puissance

La figure suivante représente l'évolution de ce travail en fonction de la vitesse de marche pour l'ensemble des sujets asymptomatiques et des sujets appareillés.

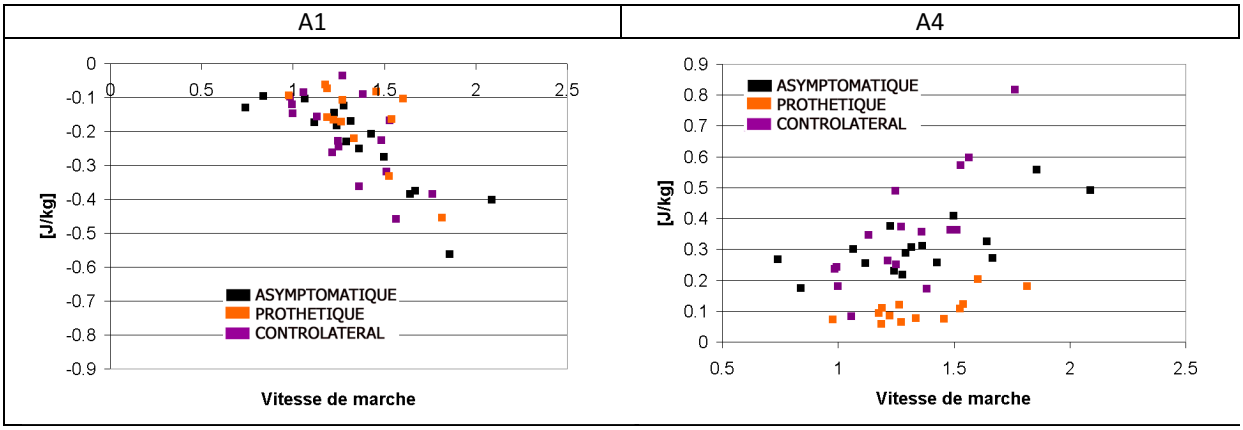


Figure 29 : Evolution du travail [J /kg] résultant principalement de l'action du membre appareillé, du membre controlatéral par rapport aux sujets asymptomatiques en fonction de la vitesse de marche [m/s].

A1 : Au début de la phase d'appui, A4 à la fin de la phase d'appui

Pour les sujets asymptomatiques, on peut remarquer que le travail négatif résultant de l'action du membre inférieur au début de l'appui (premier appui bipodal) est du même ordre que le travail positif résultant du membre opposé (A1=A4). Ce travail augmente lorsque la vitesse de marche augmente.

Pour les sujets amputés trans-fémoraux, le travail positif résultant de l'action du membre appareillé (appareillage + hanche résiduelle) au cours du second double appui (Figure 29 A4) est moins important que pour les sujets asymptomatiques et augmente peu lorsque la vitesse augmente. A l'inverse, le travail pour le membre controlatéral a tendance à être plus important que pour les sujets asymptomatiques malgré la forte dispersion entre les sujets appareillés.

7. Discussion

Les genoux prothétiques actuels permettent aux sujets amputés de marcher à différentes vitesses. La marche de 8 sujets amputés fémoraux actifs à très actifs a pu être comparée à un groupe de sujets asymptomatiques pour différentes conditions de vitesses. Le pourcentage de phase d'appui diminue lorsque la vitesse de marche augmente. Les sujets appareillés présentent une phase d'appui plus courte pour le membre appareillé et plus longue pour le membre controlatéral, par rapport aux sujets asymptomatiques, et ce quelle que soit la vitesse de marche. De même la longueur du pas sain a tendance à être plus longue que le pas prothétique.

Les systèmes de contrôle de la phase oscillante permettent bien de limiter l'impact de la vitesse de marche sur l'amplitude de flexion du genou en phase oscillante (Murray, Mollinger et al. 1983; Boonstra, Schrama et al. 1996). En revanche, l'initiation de la flexion n'est permise que lors du deuxième double appui.

Le maximum de la composante antéro postérieure de l'effort exercé sur le sol est moins important que pour les sujets asymptomatiques et augmente de manière moins importante avec la vitesse. Le couple de flexion de la hanche lors de l'initiation de la flexion du genou prothétique est également plus important que pour les sujets asymptomatiques. La phase de propulsion correspond pour les sujets appareillés à l'initiation de la flexion du genou prothétique, l'alignement antéro postérieur de l'axe de flexion du genou prothétique semble donc être un facteur plus important que le niveau de technologie du genou prothétique (Schmalz, Blumentritt et al. 2002).

En évaluant l'énergie mécanique d'un modèle du corps complet en segments rigides, Aissaoui (Aissaoui, Allard et al. 1996) a montré que la première partie de l'appui unipodal (jusqu'au

décollement du talon) était une phase ou l'énergie mécanique reste constante à l'inverse des périodes de double appui qui se sont avérées être des phases non conservatives.
Donelan (Donelan, Kram et al. 2002) en analysant l'évolution de la puissance résultant de l'action des membres inférieurs sur le sol ($\overrightarrow{F} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$) à montré qu'au cours des périodes de double appui, le membre inférieur qui prend appui freine le corps alors que le membre opposé le propulse.

Récemment Agrawal (Agrawal, Gailey et al. 2009) s'est intéressé à la symétrie entre les termes $\overrightarrow{F_{prothétiqe}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ et $\overrightarrow{F_{controlatéral}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ pour la marche d'un sujet amputé trans-tibial utilisant différents pieds prothétiques. Il conclut que le type de pied prothétique utilisé a une influence sur cette symétrie et que les pieds « modernes » permettent d'obtenir un niveau de symétrie important (94,5%). Cependant, l'auteur a utilisé des semelles de pression pour obtenir $F_{prothétique/z}.V_{Gz/R_0}$. Or la Figure 26 montre que $F_{prothétique/x}.V_{Gx/R_0}$ n'est pas négligeable.

Nos résultats ne concernent que 8 sujets amputés trans-fémoraux actifs. Le travail résultant de l'action du membre appareillé (appareillage + hanche résiduelle) au cours du second double appui est plus faible que celui observé chez les sujets asymptomatiques, ce qui peut expliquer l'augmentation du travail résultant de l'action du membre controlatéral.

Ces résultats sont à prendre en compte avec les hypothèses qui ont été faites. De plus le nombre de sujets (8 sujets appareillés, 6 sujets asymptomatiques) demande à être accru. Cependant ces résultats mettent en évidence les limites des assemblages de composants prothétiques actuels.

Chapitre 3 : Analyse de la descente d'escalier

1. Contexte de l'étude

Parmi les activités de la vie courante, la descente d'escaliers s'avère être une activité complexe pour une personne amputée car elle nécessite une mobilité de la cheville beaucoup plus importante que lors de la marche à plat. La descente en pas alternée (un pied sur chaque marche) requiert également une flexion du genou en phase d'appui unipodal. Cette flexion doit être amortie pour laisser le temps à la personne amputée de replacer son pied controlatéral sur la marche suivante.

La descente d'escalier a été beaucoup moins décrite que la marche sur sol plat dans la littérature, c'est pourquoi après avoir présenté la littérature existante et la partie matériel et méthode propre à cette étude, nous décrirons le cycle de descente observé chez les sujets sains en comparaison avec celui obtenu pour des sujets amputés trans-fémoraux.

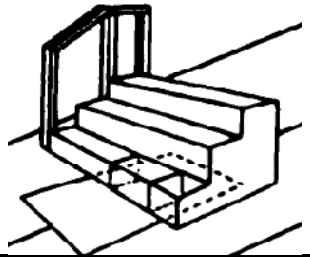
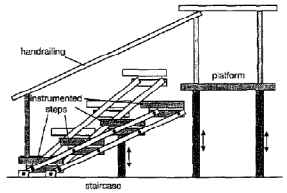
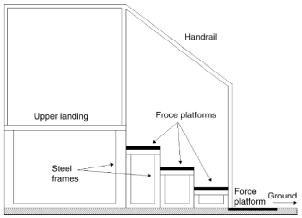
2. Synthèse bibliographique

2.1. Etudes sur sujets sains

Plusieurs auteurs se sont intéressés à la montée et descente d'escalier. Comme pour la marche, les protocoles de mesures optoélectroniques, les méthodes de calculs diffèrent d'un auteur à l'autre. De plus, l'analyse de la descente d'escalier dépend de l'escalier utilisé (hauteur et profondeur de marche et inclinaison) qui va imposer au sujet de s'y adapter.

Il existe, dans la littérature, différents escaliers instrumentés. Ceux-ci diffèrent par leur nombre de marches, le nombre de marches instrumentées, les hauteurs et les profondeurs de marches.
Le tableau suivant présente 4 études avec différents escaliers instrumentés, les protocoles de mesures optoélectroniques et les méthodes de calcul utilisés pour ces études comportant au moins 10 sujets sains.

Tableau 10 :Synthése bibliographique de l'analyse de la montée descente d'escaliers de sujets assymptomatiques

Auteur		(Andriacchi, Andersson et al. 1980)	(Riener, Rabuffetti et al. 2002)	(Protopapadaki, Drechsler et al. 2007)	(Mian, Thom et al. 2007)
Nombre sujets		10	10	33	23
Age moyen (années) [Minimum Maximum]		28.0 [20 34]	28.8 [24 34]	28.0 [18 39]	27.0 [20 29]
Marqueurs Anatomiques (Cf Annexe 1)		EIAS, Grand Troch, CL, ML, CAL, MT5	EIAS, Grand Troch, CL, ML, CAL, MT5	EIAS, EIPS, CL, ML, CAL, MT5 (Plug In Gait)	EIAS, EIPS, CL, ML, CAL, MT5 (Plug In Gait)
Couples Articulaires		Produit vectoriel GRF^Centre_ANAT	Dynamique inverse	Dynamique inverse	_
Paramètres cinématiques		Cheville Genou Hanche	Cheville Genou Hanche	Cheville Genou Hanche	Cheville Genou Hanche
Paramètres dynamiques		Cheville Genou Hanche	Cheville Genou Hanche	Cheville Genou Hanche	
Puissances articulaires			Cheville Genou Hanche		
Escalier	Hauteur de marche [cm]	21.0	17.0	18.0	17.0
	longueur marche [cm]	25.5	29.0	28.0	28.0
	inclinaison (°)	39.5	30.4	32.8	31.3
	taille moyenne sujets (m)	179.0	179.0	168.5	170.0
	Nb marches/ Nb Instrumentées	3 1+sol	4 4	3 1	4 3+sol
	Mise en place				

Les courbes obtenues par Riener (Riener, Rabuffetti et al. 2002) ont été comparées à celles obtenues lors de cette étude. Des paramètres ont été calculés sur ces courbes et comparés à ceux provenant des 4 études. Cette comparaison se trouve au paragraphe (**Erreur ! Source du renvoi introuvable. Erreur ! Source du renvoi introuvable.**.)

2.2. Etudes sur sujets appareillés

On trouve peu d'études focalisées sur l'analyse de la montée et de la descente d'escaliers par des sujets appareillés du membre inférieur. Cinq études sont répertoriées dans le tableau suivant.

Tableau 11 : Synthèse bibliographique de l'analyse de la montée descente d'escaliers de sujets amputés du membre inférieur

Auteurs	(Nielsen 1999)	(Powers, Boyd et al. 1997)	(Schmalz, Blumentritt et al. 2004)	(Schmalz, Blumentritt et al. 2007)	(Alimusaj, Fradet et al. 2009)
hauteur marche [cm]	18	15	17.5	17.5	15
Efforts	Sujets Contrôles, Membre appareillé et Controlatéral	-	Sujets Contrôles, Membre appareillé, et Controlatéral	Sujets Contrôles, Membre appareillé, et Controlatéral	Sujets Contrôles, Membre appareillé, et Controlatéral
Paramètres cinématiques	Cheville Genou Hanche	Cheville Genou Hanche	Cheville Genou	Cheville Genou	Cheville Genou Hanche
Paramètres dynamiques	Cheville Genou Hanche	-	Cheville Genou Hanche	Cheville Genou Hanche	Cheville Genou Hanche
Puissances articulaires	Cheville Genou Hanche	-	-	-	Cheville Genou Hanche
Travail articulaire	Cheville Genou Hanche	-			
Nb marches/ Nb Instrumentées		4 0	2 1	2 1	5 2
domaine étudié	montée	montée et descente	phase d'appui de la descente	phase d'appui de la descente	montée et descente
sujets	5 actifs TT 5 SC	10 TT (8 trauma 2 Vasculaires) 14 SC	12 TF 21 SC	8 TT 12 TF 12 SC	16 TT 16 SC
genou	-	-	C-leg® 3R80® 3C1®	C-leg®	-
pied	SACH et ReFlex®	Seattle Foot®	1D25 ®	1C40 ®	Proprio foot ®

TF : Sujets amputés Trans Fémoraux, TT : Sujets amputés Trans Tibiaux, SC : Sujets Contrôles

2.2.1. Sujets amputés trans-tibiaux

Powers s'est intéressé dès 1997 (Powers, Boyd et al. 1997) à la cinématique des trois articulations du membre inférieur de sujets amputés trans-tibiaux lors de la montée et de la descente d'un escalier. Au cours de la descente, il met en évidence que la cheville prothétique ne permet que 10° de dorsiflexion, comparé à 23° pour son groupe de sujets contrôles.

Pour la montée, il observe une flexion du genou résiduel moins importante et une augmentation de la flexion de la hanche. Ces différences de mobilité s'accompagnent d'une augmentation de l'activité électromyographique de 20 % au niveau du genou et de 40 % au niveau de la hanche.

Nielsen en 1999 (Nielsen 1999) compare la montée d'escaliers pour 5 sujets amputés trans-tibiaux utilisant 2 pieds prothétiques différents. Il conclut que ces sujets peuvent utiliser les propriétés de restitution d'énergie du pied prothétique pour se propulser vers la marche supérieure.

Enfin, Alimusaj (Alimusaj, Fradet et al. 2009) a analysé la montée et la descente de 16 sujets amputés trans-tibiaux utilisant un Proprio Foot (Cf chapitre 1). Ce système est capable de modifier la position du pied par rapport au tibia au cours de la phase oscillante. Dans les escaliers, cette position de la cheville pour la phase d'appui est modifiée par rapport à la marche sur sol plat (La cheville est positionnée en dorsiflexion d'environ 5°). Les sujets ont effectué les tests avec ce changement de position et en désactivant ce changement de position. Au cours de la descente de l'escalier, les auteurs constatent qu'au milieu de l'appui les sujets appareillés présentent une amplitude articulaire et un couple de flexion du genou résiduel moins importants que les sujets asymptomatiques. Lorsque le contrôle de la position du pied par la cheville prothétique est activé, cette amplitude et ce couple sont plus importants mais restent éloignés des valeurs obtenues chez les sujets asymptomatiques (Amplitude de flexion : Sujets contrôles 29° +/-5°, Sujets appareillés avec le contrôle cheville activé : 14° +/-7°, Sujets appareillés avec le contrôle cheville désactivé : 8° +/-7° ; Couple de flexion N.m/kg : Sujets contrôles 0.84 +/- 0.18, Sujets appareillés avec le contrôle cheville activé : 0.38 +/- 0.15, Sujets appareillés avec le contrôle cheville désactivé : 0.28 +/- 0.15). Les auteurs concluent que le contrôle positionnel du pied par la cheville prothétique permet aux patients actifs d'obtenir des valeurs plus proches de celles observées chez les sujets asymptomatiques. Cependant il ajoute que cette fonctionnalité n'est pas acceptée par tous les patients.

2.2.2. Sujets amputés trans-fémoraux

Seul Schmalz (Schmalz, Blumentritt et al. 2007) s'est intéressé à la descente d'escalier de sujets amputés trans-fémoraux, il rapporte qu'à la différence des sujets sains, les sujets amputés débutent le cycle de descente par l'attaque du pied par le talon. La progression du tibia au cours de la phase d'appui se fait ensuite sur le nez de la marche avec une mobilité de cheville considérablement limitée comparée à celle des sujets sains.

Il rapporte également que l'allure du couple de résistance à la flexion du genou est similaire à celle des sujets sains. Le maximum atteint 1.0 N.m/kg pour les sujets appareillés contre 1.31 N.m/kg pour le groupe de sujet contrôle. La flexion atteinte par le genou prothétique est diminuée de 10° par rapport aux sujets du groupe de contrôle.

Le placement du pied prothétique sur le nez de la marche permet de pallier au manque de mobilité de la cheville prothétique. Mais cette stratégie entraîne une diminution de l'effort appliqué par le membre prothétique sur la marche et le sujet amputé se « laisse tomber » sur son membre controlatéral entraînant une augmentation de l'effort repris par celui-ci. Les couples repris par les articulations de la cheville et du genou au début du cycle du membre controlatéral sont donc augmentés par rapport à ceux observés pour le groupe de sujets contrôles.

Dans son étude de 2002, il montre que cette augmentation est moins importante lorsque les sujets utilisent le genou C-leg® que lorsque qu'ils utilisent 2 autres genoux à contrôle hydraulique de la phase d'appui sans microprocesseur. Il considère que cette minimisation de la surcharge du membre controlatéral est due à une augmentation de la confiance du sujet dans le genou C-leg®.

3. Matériel et Méthodes / Evaluation de l'escalier

3.1. Escalier utilisé pour l'étude

L'escalier utilisé pour cette étude a été réalisé au CERAH d'après le modèle présenté par Della Croce en 2007 (Della Croce and Bonato 2007). Cet escalier comporte 3 marches (hauteur : 17.5 cm, profondeur : 28.5 cm). Deux plateformes de forces AMTI sont utilisées pour calculer le torseur de réaction du pied sur chacune des trois marches et sur le sol.

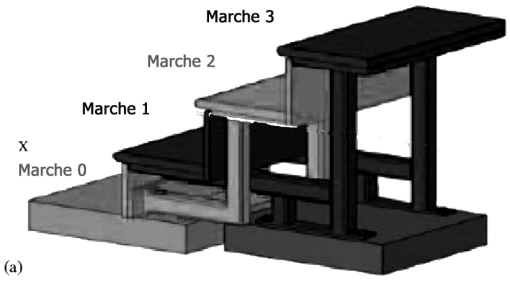


Figure 30 : Escalier dynamométrique

La première plateforme (gris clair) permet donc de calculer le torseur de réaction du pied sur le sol et sur la deuxième marche. La seconde plateforme permet de calculer celui-ci sur la première et troisième marche de l'escalier.

3.2. Evaluation de l'incertitude liée à la détermination du centre de pression

Les centres de la première et de la troisième marche sont déportés par rapport au centre des plateformes de forces. Les moments mesurés au centre des plateformes lors de l'appui sur ces marches sont donc plus importants que lors de l'utilisation pour la marche à plat. L'étendue de mesure des plateformes nécessaire est donc plus importante. Par conséquent les gains physiques ont été divisés par deux par rapport à leur utilisation lors de la marche à plat. L'évaluation de l'incertitude liée à la détermination du centre de pression a été réalisée dans le cadre du projet de fin d'étude d'Olivier Darut (Darut 2007). L'erreur systématique a été évaluée en comparant le centre de pression mesuré par rapport au centre d'une masse posée sur l'escalier. Cette erreur s'est avérée être inférieure à 8mm.

3.3. Spécificités du protocole liées à l'étude dans les escaliers

L'outil de traitement utilisé pour la marche a été repris (Goujon 2006). Quelques adaptations de ce protocole se sont avérées nécessaires. Les rambardes de sécurités fixées de part et d'autre de l'escalier ont eu tendance à masquer les marqueurs des ancillaires et du calcanéum. Afin de résoudre ce problème, un cinquième marqueur a été ajouté à l'ensemble des ancillaires. Un marqueur a été ajouté au segment du pied afin de pallier à l'occlusion du marqueur situé sur le calcanéum. Celui-ci est placé sur le dessus du pied entre la cheville et les têtes des métatarses. Ce marqueur ne sert pas au calcul du repère anatomique lié au pied. Il permet de recalculer la position du marqueur situé sur le calcanéum par solidification (Cheze, Fregly et al. 1995)

Lors de l'attaque du pied sur les marches, la structure de l'escalier vibre, entraînant un bruit de mesure sur le torseur mesuré par les plateformes de forces. Ce torseur est filtré à l'aide d'un filtre de butterworth d'ordre 4 pour une fréquence de coupure à 10Hz.

3.4. Base de données de sujets sains.

Une base de données de sujets sains a été mise en place permettant d'établir les corridors expérimentaux relatifs à la montée et à la descente de 19 sujets asymptomatiques (Kelkel 2008; Weltzer 2008). Seule la descente d'escalier sera présentée ici.

Tableau 12 : Caractéristiques des sujets asymptomatiques ayant participé à l'étude sur les escaliers

Patient	Sexe	Poids (kg)	Taille (m)	Age (ans)
C1	Femme	72.8	1.75	45
C2	Femme	60.0	1.72	44
C3	Femme	52.5	1.59	45
C4	Femme	54.7	1.65	56
C5	Homme	80.5	1.81	26
C6	Homme	73.7	1.77	23
C7	Homme	74.4	1.78	29
C8	Homme	73.3	1.70	37
C9	Homme	75.5	1.75	23
C10	Homme	70.6	1.69	43
C11	Homme	74.5	1.70	26
C12	Homme	69.8	1.80	19
C13	Homme	68.2	1.75	40
C14	Homme	82.1	1.87	48
C15	Homme	86.6	1.88	23
C16	Homme	106.7	1.81	41
C17	Homme	99.8	1.82	24
C18	Homme	88.1	1.70	49
C19	Homme	75.4	1.81	21
Moyenne		75.7	1.76	35
Ecart Type		13.4	0.07	12

3.5. Sujets Appareillés

Le tableau suivant décrit les sujets appareillés ayant participé à l'étude. Le sujet S3 a été exclu des résultats car il utilisait les rambardes pour descendre les escaliers. L'effort appliqué sur la prothèse

était inférieur à la moitié de son poids. Tous ces sujets utilisent un genou prothétique à microprocesseur à contrôle hydraulique de la phase d'appui et un pied à restitution d'énergie (Classe 3).

Tableau 13 : Caractéristiques des sujets amputés trans-fémoraux ayant participé à l'étude dans les escaliers

Id Sujet	Age	Taille Poids	Coté d'amputation Niveau d'amputation	Recul utilisation genou Emboîture	Cause amputation Recul
S1	23 ans	188 cm 75 kg	D 1/3 Inférieur	21 mois Ischion intégré	Traumatique 2 ans
S2	42 ans	184 cm 78 kg	G 1/3 Inférieur	35 mois MAS	Traumatique 12 ans
S3	49 ans	171 cm 82 kg	G 1/3 Inférieur	26 mois Ischion intégré	Traumatique 4 ans
S4	59 ans	185 cm 84 kg	G 1/3 Inférieur	30 mois Ischion intégré	Traumatique 26 ans

3.6. Définition du cycle de descente

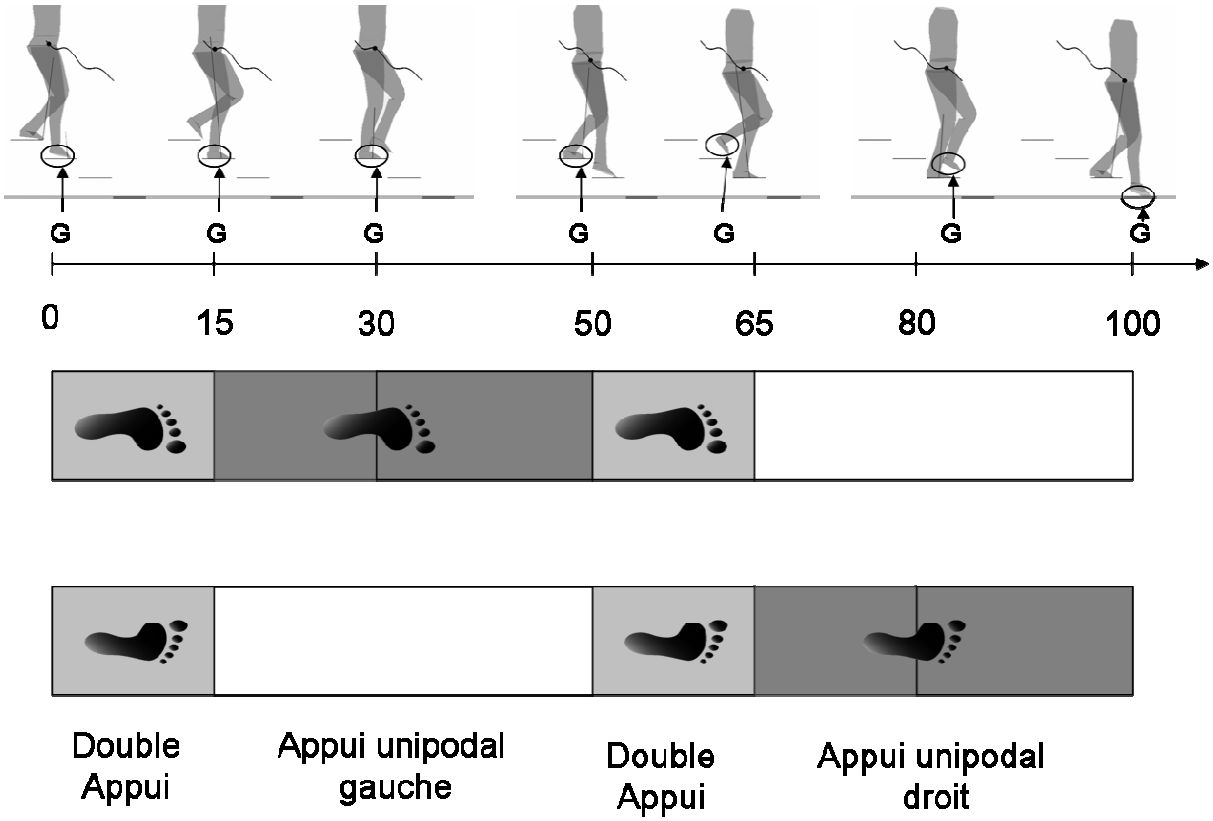


Figure 31 : Cycle de descente d'escalier

Chaque sujet a effectué 10 cycles de descente (et de montée) en commencent la descente sur la marche la plus haute par le pied gauche puis par le pied droit. Le cycle de descente de la jambe gauche est défini comme l'intervalle entre l'instant où le sujet pose son pied gauche sur la marche 2 et l'instant ou le sujet repose son pied gauche sur la marche 0. Ce cycle de marche peut être identifié à partir des signaux issus des plateformes de forces.

4. Résultats : Groupe Contrôle

4.1. Paramètres généraux

Le tableau suivant présente les paramètres généraux obtenus pour des sujets sains, ne présentant pas de troubles du membre inférieur.

Tableau 14 : Comparaison des paramètres temporels du cycle de descente d'escaliers

Auteur (nombre de sujets)	Durée du cycle [s]		Phase d'appui [%]		Premier Double appui [%]	
	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
Etude (n=19)	1.21	0.14	64.08	1.53	16.00	2.00
Riener et al. 2002 (n=10)	1.2	0.13	62	2	12.1	2
Mian et al. 2007 (n=13)	0.96	0.12	62.9	2.5	--	--
Protopapadaki et al. 2007 (n=33)	1.32	0.13	60.45	1.43	--	--

4.2. Courbes cinématiques et cinétiques des articulations du membre inférieur dans le plan sagittal

Les corridors obtenus ont été comparés aux courbes moyennes obtenues par Riener (Riener, Rabuffetti et al. 2002)

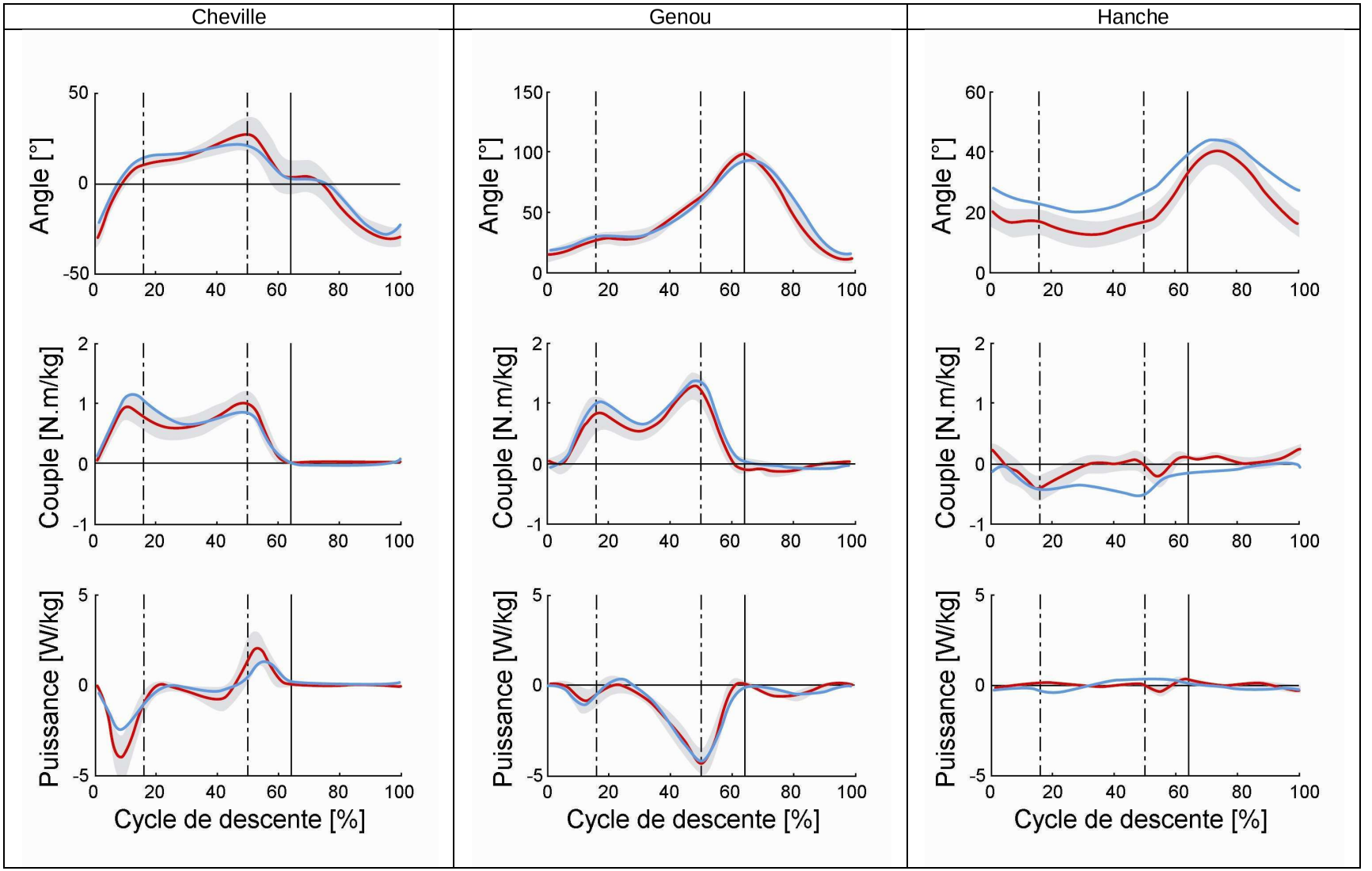


Figure 32 : Angles de flexion-extension, couples de flexion-extension et puissances articulaires pour les 19 sujets asymptomatiques

Rouge : moyenne étude **gris : corridor étude (+/-1 écart type)** **bleu : moyenne étude de Riener (Riener, Rabuffetti et al. 2002)**

Ces courbes présentent globalement une allure similaire. Différents paramètres ont été extraits de ces courbes et ont été comparés à ceux obtenus par les 4 auteurs référencés dans la synthèse bibliographique.

Tableau 15 : Comparaison des paramètres obtenus lors de la descente d'escalier avec la littérature

			Riener	Mian	Protopapadaki	Ancdriachi	Etude
Cheville	Max de flexion plantaire [°]	moy[6]	20.0	23.8	25.0	25.6	30.4
		sd [7]		5.2	4.5	5.3	7.2
	Max de flexion dorsale [°]	moy	17.0	32.1	30.0	27.0	29.8
		sd		4.5	6.0	11.4	6.6
	Amplitude [°]	moy	37.0	55.9	55.0	52.6	60.2
		sd		6.6			7.0
	Max couple [N.m/kg]	moy	1.2		1.4	1.1	1.1
		std			0.2	0.5	0.1
	Pic de puissance négative [W/kg]	moy	-2.5				-3.5
		sd					1.3
	Pic de puissance positive [W/kg]	moy	1.2				2.5
		sd					0.8
Genou	Flexion initiale [°]	moy	19.0	6.5			13.5
		sd		4.3			7.7
	Maximum de flexion [°]	moy	95.0	92.6	90.5		95.4
		sd		3.7	7.1		6.0
	Amplitude [°]	moy	76.0	86.4		81.6	81.8
		sd		5.4		11.3	3.9
	Max couple [N.m/kg]	moy	1.3		0.5	2.1	1.3
		sd			0.2	0.7	0.1
	Pic de puissance négative [W/kg]	moy	-4.0				-4.6
		sd					0.7
Hanche	Amplitude de flexion[°]	moy	25.0	30.4	30.0	28.2	28.2
		sd		3.6	7.8	12.9	3.7
	Max couple [N.m/kg]	moy	0.6		0.5	0.9	0.4
		sd			0.2	0.3	0.1
	Pic de puissance négative [W/kg]	moy	0.3				0.2
		sd					0.1

[6] moy : moyenne
[7] sd : Ecart type

5. Résultats : Sujets amputés trans-fémoraux

5.1. Paramètres spatio-temporels

Le tableau suivant présente les paramètres généraux pour le cycle prothétique, le cycle du membre controlatéral en comparaison à ceux obtenus pour le groupe de sujets asymptomatiques.

Tableau 16 : Comparaison des paramètres temporels du cycle de descente pour le groupe de sujets asymptomatiques et les sujets appareillés

	Contrôle						Prothèse						Controlatéral					
Durée du cycle [s]	**moy**	**1.2**					**moy**	**1.2**					**moy**	**1.2**				
	min	1.0	max	1.5	std	0.1	min	1.1	max	1.3	std	0.1	min	1.1	max	1.2	std	0.1
Phase d'appui [%]	**moy**	**64.1**					**moy**	**56.1**					**moy**	**74.3**				
	min	60.7	max	67.2	std	1.6	min	51.4	max	59.5	std	3.4	min	70.7	max	79.3	std	3.7
Premier Double Appui [%]	**moy**	**16.2**					**moy**	**15.9**					**moy**	**13.9**				
	min	12.3	max	20.0	std	1.9	min	14.0	max	19.5	std	2.5	min	13.0	max	15.1	std	0.9

La longueur de pas est pour la marche à plat un paramètre très étudié. Dans le cas de l'escalier, cette longueur de pas est imposée par la géométrie des marches. Nous nous sommes donc intéressés à la trajectoire du centre de gravité selon l'axe vertical.

La figure suivante représente la trajectoire du centre de gravité du corps lors de la descente des escaliers.

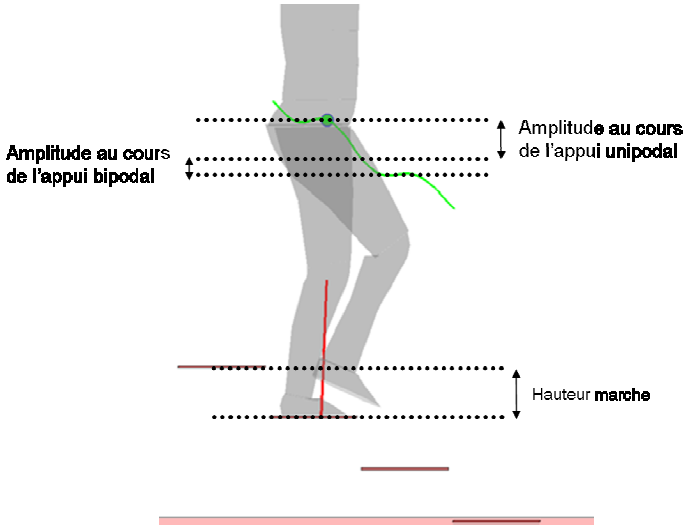


Figure 33 Trajectoire du centre de gravité au cours de la descente des escaliers

Au cours d'un cycle de descente, le centre de gravité descend de la hauteur d'une marche. Le tableau suivant présente l'amplitude du déplacement vertical du centre de gravité (en % de la hauteur de marche) au cours du premier double appui et au cours de l'appui unipodal.

% hauteur marche	Contrôle						En appui sur le membre appareillé						En appui sur le membre controlatéral					
Premier Double Appui	moy	37					moy	15					moy	46				
	min	25	max	57	std	8	min	8	max	18	std	5	min	37	max	58	std	10
Appui unipodal	moy	63					moy	53					moy	94				
	min	45	max	77	std	8	min	51	max	54	std	2	min	86	max	106	std	8

5.2. Efforts appliqués sur les marches

Les courbes suivantes présentent les composantes de l'effort exercé sur les marches de l'escalier. A gauche sont représentées les courbes obtenues pour les patients du coté du membre appareillé et à droite pour le membre controlatéral.

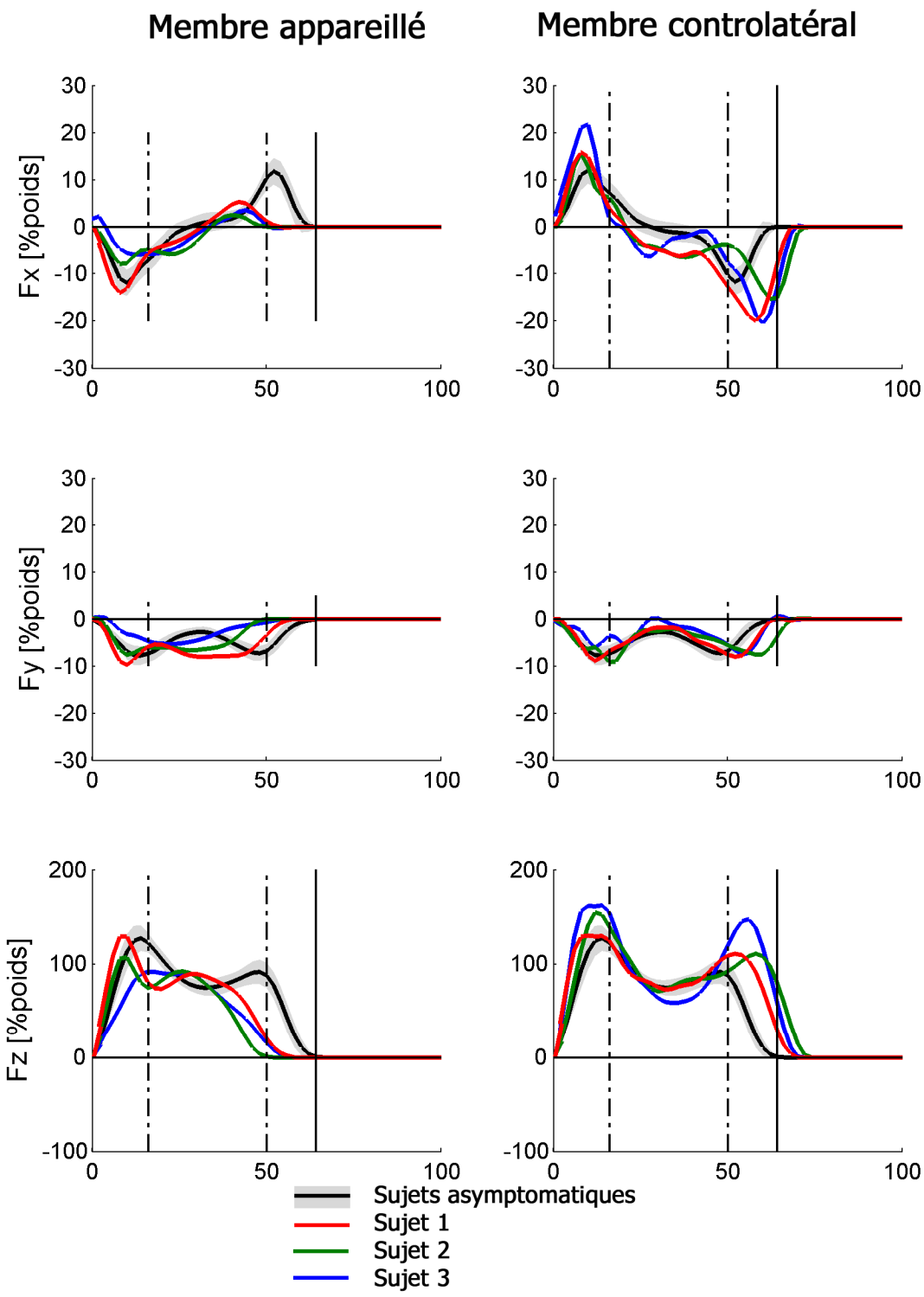


Figure 34 : Composantes de l'effort exercé sur la marche de l'escalier lors de la descente

Tableau 17 Maxima de la composante verticale de l'effort appliqué par le pied sur la marche

[N/kg]	Contrôle						Appareillé						Controlatéral					
1er Max	**moy**	**127.2**					**moy**	**113.1**					**moy**	**147.3**				
	min	111.2	max	145.5	std	10.1	min	101.7	max	130.4	std	15.3	min	130.8	max	168.0	std	17.1
2ème Max	**moy**	**94.2**					**moy**	**87.1**					**moy**	**118.3**				
	min	77.7	max	117.2	std	10.0	min	80.1	max	91.9	std	6.2	min	105.6	max	146.4	std	18.9

Du coté prothétique, on observe une nette diminution de la composante verticale de l'effort à la fin de l'appui. A l'inverse sur le membre controlatéral, on observe une augmentation de la composante verticale aussi bien au moment de la mise en charge que lors de la décharge du membre prothétique.

5.3. Cinématique et cinétique des articulations lors de la descente d'escalier dans le plan sagittal

5.3.1. Cheville

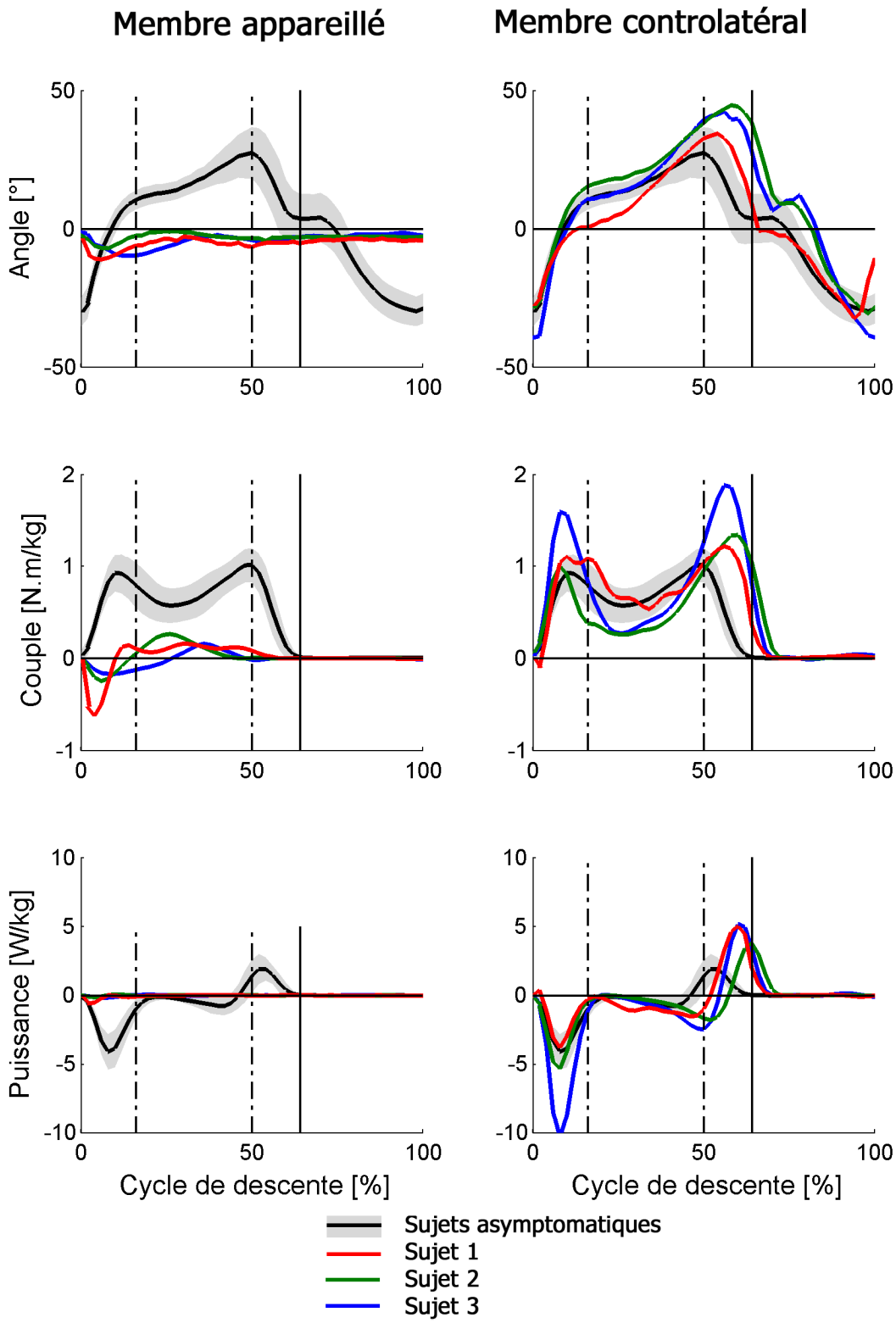


Figure 35 : Comportement de la cheville au cours de la descente.

A gauche : cheville prothétique, à droite : cheville controlatérale

Le tableau ci-dessous compare différents paramètres obtenus à partir de la courbe moyenne de chacun des sujets.

Tableau 18 : Paramètres cheville sujets appareillés et sujets contrôles

	Contrôle (n=19)						Prothèse (n=3)						Controlatérale (n=3)					
Max de flexion plantaire °	**moy**[8]	**30.4**					**moy**	**2.7**					**moy**	**33.9**				
	min[9]	15.5	max[10]	41.1	std[11]	7.2	min	0.9	max	4.1	std	1.5	min	28.4	max	41.3	std	6.1
Max de flexion dorsale°	**moy**	**29.8**					**moy**	**1.4**					**moy**	**39.1**				
	min	13.2	max	37.5	std	6.6	min	0.8	max	2.9	std	1.0	min	34.2	max	44.5	std	4.6
Amplitude°	**moy**	**60.2**					**moy**	**1.8**					**moy**	**73.0**				
	min	47.9	max	73.3	std	7.0	min	0.0	max	5.2	std	2.3	min	62.6	max	82.5	std	8.1
Max couple 1er DA[12] N.m/kg	**moy**	**0.8**					**moy**	**0.1**					**moy**	**1.1**				
	min	0.5	max	1.1	std	0.2	min	0.0	max	0.3	std	0.1	min	0.7	max	1.5	std	0.3
Min couple SA[13] N.m/kg	**moy**	**0.4**					**moy**	**0.1**					**moy**	**0.4**				
	min	0.2	max	0.7	std	0.1	min	0.0	max	0.3	std	0.1	min	0.3	max	0.5	std	0.1
Max couple 2ième DA N.m/kg	**moy**	**1.1**					**moy**	**0.2**					**moy**	**1.4**				
	min	0.8	max	1.3	std	0.1	min	0.1	max	0.3	std	0.1	min	1.2	max	1.8	std	0.3
Pic de puissance dissipée W/kg	**moy**	**3.5**					**moy**	**0.2**					**moy**	**5.4**				
	min	1.6	max	5.7	std	1.3	min	0.1	max	0.6	std	0.2	min	3.2	max	9.8	std	3.0
Pic de puissance positive W/kg	**moy**	**2.5**					**moy**	**0.0**					**moy**	**4.9**				
	min	0.8	max	3.8	std	0.8	min	0.0	max	0.1	std	0.0	min	3.7	max	6.2	std	1.0

[8] moy : moyenne
[9] min : valeur minimale
[10] max : valeur maximale
[11] std : écart type
[12] DA : Double Appui
[13] SA : Simple Appui (appui unipodal)

5.3.2. Genou

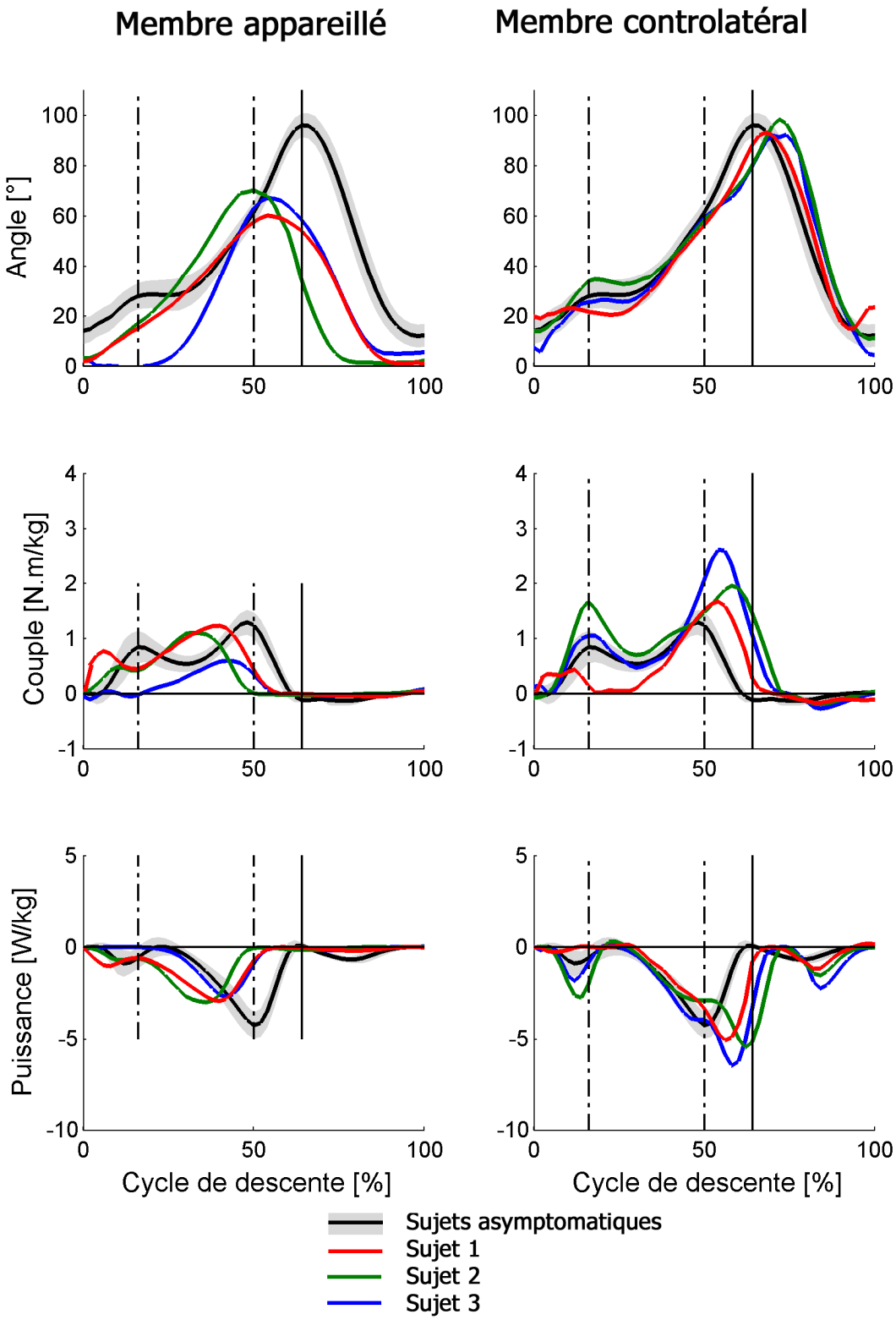


Figure 36 Comportement du genou au cours de la descente.

A gauche : Genou prothétique, à droite : genou controlatéral

- Tableau 19 : Paramètres genou des sujets appareillés et des sujets contrôles

	Contrôle (n=19)						Prothèse (n=3)						Controlatéral (n=3)					
Flexion initiale°	**moy**	**13.5**					**moy**	**2.7**					**moy**	**13.5**				
	min	3.3	max	27.6	std	7.7	min	1.8	max	3.2	std	0.7	min	7.0	max	19.6	std	6.3
Maximum de Flexion°	**moy**	**95.4**					**moy**	**65.7**					**moy**	**94.5**				
	min	87.0	max	107.3	std	6.0	min	60.1	max	70.1	std	5.1	min	92.2	max	98.1	std	3.2
Amplitude°	**moy**	**81.8**					**moy**	**63.1**					**moy**	**81.0**				
	min	71.8	max	87.6	std	3.9	min	58.2	max	66.9	std	4.4	min	73.5	max	85.2	std	6.5
Max couple N.m/kg	**moy**	**1.3**					**moy**	**1.0**					**moy**	**2.1**				
	min	1.1	max	1.5	std	0.1	min	0.6	max	1.2	std	0.3	min	1.7	max	2.6	std	0.5
Pic de puissance dissipée W/kg	**moy**	**4.6**					**moy**	**2.9**					**moy**	**5.7**				
	min	3.2	max	5.8	std	0.7	min	2.7	max	3.0	std	0.2	min	5.1	max	6.5	std	0.7

5.3.3. Hanche

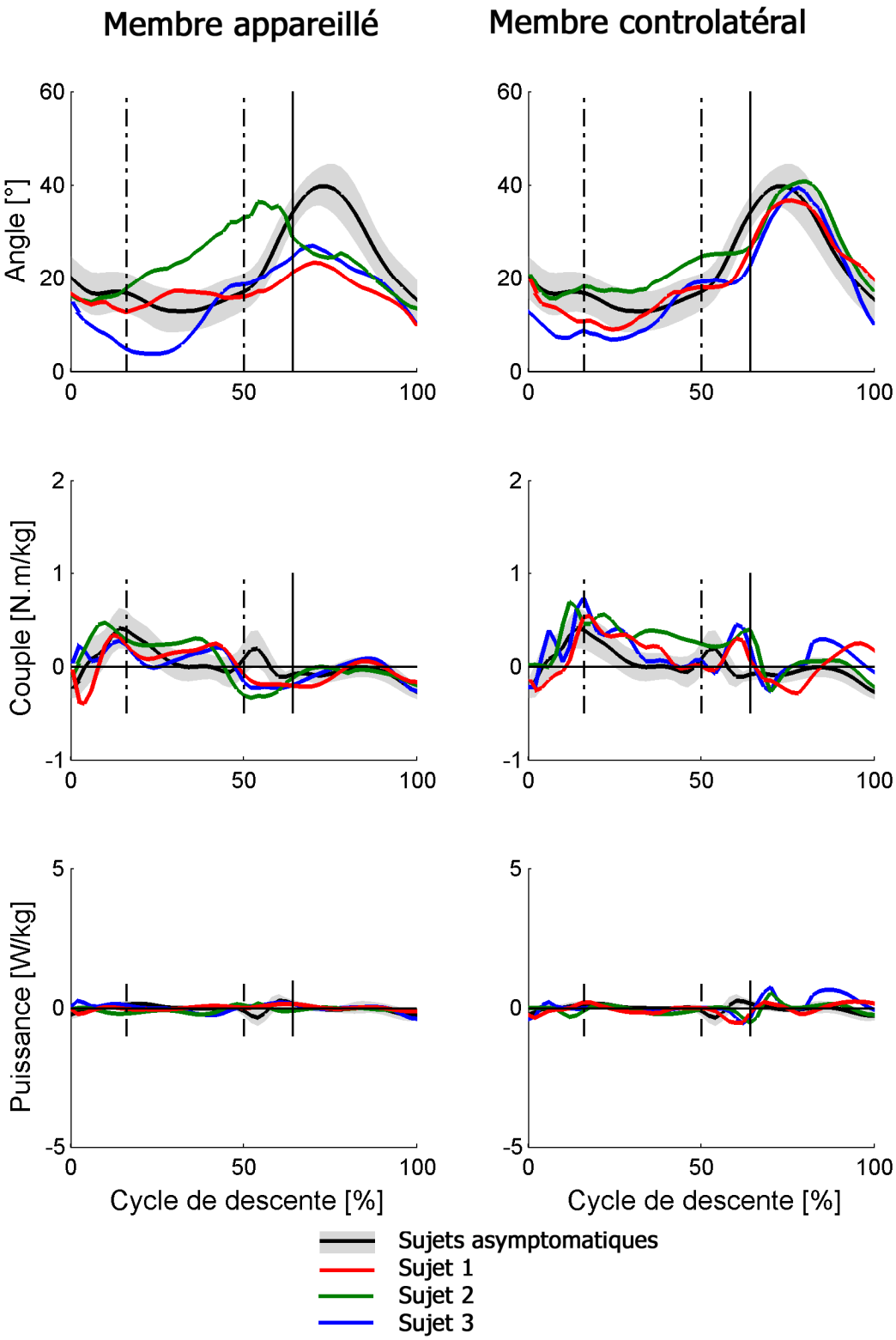


Figure 37 : Comportement de la hanche au cours de la descente.

A gauche : hanche appareillée, à droite : hanche controlatérale

Tableau 20: Paramètres hanche des sujets appareillés et des sujets contrôles

	Contrôle						Appareillée						Controlatérale					
Flexion initiale °	**moy**	**20.3**					**moy**	**17.9**					**moy**	**17.2**				
	min	10.4	max	42.1	std	7.7	min	14.9	max	29.5	std	5.2	min	13.4	max	20.9	std	3.7
Flexion min°	**moy**	**13.0**					**moy**	**13.0**					**moy**	**11.0**				
	min	4.2	max	34.5	std	7.9	min	3.8	max	29.0	std	8.5	min	7.6	max	15.7	std	3.6
Flexion max°	**moy**	**41.2**					**moy**	**31.8**					**moy**	**40.3**				
	min	31.5	max	64.9	std	8.7	min	23.4	max	50.0	std	8.9	min	36.7	max	45.3	std	3.7
	moy	**28.2**					**moy**	**18.9**					**moy**	**29.3**				
Amplitude°	min	20.0	max	36.0	std	3.7	min	10.6	max	26.0	std	5.5	min	25.2	max	33.4	std	3.6
Couple flexion max N.m/kg	**moy**	**0.3**					**moy**	**0.3**					**moy**	**0.3**				
	min	0.1	max	0.5	std	0.1	min	0.2	max	0.4	std	0.1	min	0.2	max	0.3	std	0.0
Couple extension max N.m/kg	**moy**	**0.4**					**moy**	**0.3**					**moy**	**0.7**				
	min	0.2	max	0.6	std	0.1	min	0.2	max	0.5	std	0.1	min	0.5	max	1.0	std	0.2
Puissance dissipée max W/kg	**moy**	**0.2**					**moy**	**0.1**					**moy**	**0.3**				
	min	0.0	max	0.4	std	0.1	min	0.0	max	0.2	std	0.1	min	0.2	max	0.4	std	0.1

6. Discussion

6.1. Comparaison du groupe contrôle aux données de la littérature

6.1.1. Paramètres généraux

On constate que le temps de cycle est compris entre 0.96 et 1.32 secondes et que la phase d'appui représente entre 60.45 et 64% du cycle. Les périodes de double appui s'élèvent à 16% du cycle dans notre étude comparée à 12% pour Riener (Riener, Rabuffetti et al. 2002). Ces paramètres étant déterminés à partir des plateformes de forces, les différences peuvent provenir d'un seuil de détection d'effort différent. Ce seuil a été choisi dans cette étude à 30N.

6.1.2. Paramètres cinématiques et cinétiques

Comme pour la marche à plat, les valeurs mesurées dépendent de la définition des repères, des méthodes de calcul utilisées en dynamique inverse, mais les résultats semblent de plus être dépendants de l'inclinaison de l'escalier utilisé.

On peut remarquer que la mobilité de cheville nécessaire à la descente de l'escalier de notre étude est plus importante que celle observée par les autres auteurs (60° contre 55° pour les autres auteurs).

Les couples articulaires sont du même ordre de grandeur que pour les autres auteurs, mais la puissance dissipée par la cheville semble être plus importante que celle obtenue par (Riener, Rabuffetti et al. 2002)

Les amplitudes de flexion extension du genou et de la hanche sont du même ordre de grandeur. On observe dans les différents résultats de la littérature une grande variabilité au niveau du couple d'extension du genou (entre 0.5 et 2.1 N.m/kg). La plus grande valeur est obtenue par Ancdriachi qui utilise l'escalier dont l'inclinaison est la plus importante.

6.2. Sujets amputés transfémoraux

6.2.1. Paramètres généraux

Bien que la durée du cycle soit la même que pour le groupe de contrôle, le pourcentage de phase d'appui passe de 64% à 56% pour le membre appareillé et à 74 % pour le membre controlatéral.

6.2.2. Trajectoire du centre de gravité

Pour les sujets du groupe de contrôle le centre de gravité du corps descend en moyenne 37 % de la hauteur d'une marche au cours du premier double appui. L'appui unipodal s'étend de 16 à 50% du cycle. De 16 à 30% du cycle, le centre de gravité du corps avance, mais ne descend pas. De 30 à 50% du cycle, le centre de gravité descend 63 % de la hauteur d'une marche.

La descente du centre de gravité diminue lors de l'appui sur le membre appareillé (15% de la hauteur d'une marche au cours du premier double appui, et 53 % de la hauteur d'une marche au cours de la phase d'appui unipodal), et celle-ci augmente lors de l'appui sur le membre controlatéral (46% de la hauteur d'une marche au cours du double appui, et 94% de la hauteur d'une marche au cours de l'appui unipodal).

La durée de phase d'appui et la trajectoire du centre de gravité au cours de cette phase d'appui est donc dissymétrique entre le membre appareillé et le membre controlatéral.

6.2.1. Comportement de la cheville

Au cours de la phase oscillante, une fois le bord de la marche évitée, la cheville se positionne en flexion plantaire de 30° afin de démarrer le cycle suivant.

La cheville a donc un rôle d'amortisseur au cours du premier double appui. Elle permet de contrôler la progression du tibia au cours de l'appui unipodal.
On observe une phase de propulsion au cours du second appui bipodal nettement moins importante que lors de la marche à plat (2 .5 W/kg pour l'escalier contre 4 W/kg pour la marche). Cette propulsion reste non négligeable et peut notamment permettre de limiter l'impact lors de la prise d'appui sur le membre opposé. Au cours de la phase oscillante, la cheville permet au pied d'éviter le bord de la marche, puis remet le pied en position initiale par une flexion plantaire de 30°.

- **Sujets appareillés**

Cheville prothétique :
Chez le sujet sain, la flexion dorsale de la cheville atteint 30° à la fin de l'appui unipodal pour un couple de flexion dorsale de 1.1 N.m/kg. Pour la marche à plat, celle-ci n'atteint que 7° pour un couple de 1.2 N.m/kg. Les pieds prothétiques ayant pour principale fonction la marche sur sol plat, la

raideur équivalente en flexion de la cheville est proche de celle mesurée sur sol plat. Elle se trouve donc être 3 fois trop importante pour la descente d'escaliers.
Les sujets appareillés commencent donc le cycle de descente par l'attaque du talon, comme pour la marche à plat. La progression du tibia, ne se fait pas autour de la cheville mais autour du nez de la marche. On n'observe donc pas de puissance dissipée par la cheville au début de l'appui chez les patients appareillés, et une mobilité quasi nulle de la cheville tout au long de l'appui. On n'observe pas non plus de propulsion à la fin de l'appui pour limiter l'impact sur le membre controlatéral.

Cheville du membre controlatéral :

Au début de l'appui sur le membre controlatéral, on observe un couple de flexion et une puissance dissipée par la cheville plus importante que pour la moyenne du groupe de contrôle. Le sujet appareillé se « laisse tomber sur sa jambe controlatérale ».
De plus, à la fin de l'appui sur le membre controlatéral, on observe une flexion dorsale de cheville plus importante. Cette flexion dorsale s'accompagne d'un couple de flexion et d'une puissance dissipée par la cheville plus importante, permettant au sujet appareillé de descendre son centre de gravité et son pied prothétique afin d'atteindre le nez de la marche suivante avec sa prothèse.

6.2.2. Comportement du genou

- **Groupe contrôle**

Premier appui bipodal :

Le genou commence le cycle de descente en flexion comprise entre 10 et 15°. Cette flexion augmente jusqu'à 28° à la fin du premier appui bipodal. A partir de 5% du cycle le couple s'exerçant sur le genou passe en flexion et atteint 0.8 N.m/kg à la fin du premier appui bipodal. La puissance dissipée par le genou atteint un premier maximum de 0.8 W/kg à 12% du cycle de descente.

Appui unipodal :

- De 15 à 30 % du cycle : (Le centre de gravité avance, mais ne descend pas)

Le genou maintient sa flexion jusqu'au milieu de l'appui (30% du cycle), le couple de flexion diminue jusqu'à 0.5 N.m/kg. Cet intervalle de temps suffit à ce que le membre opposé passe au dessus de la marche qui supporte l'appui.

- De 30 à 50% du cycle : (Descente du centre de gravité)

Dès que la jambe opposée passe en avant de la jambe en appui, la flexion du genou reprend pour atteindre 62° de flexion à la fin de l'appui unipodal. La descente du centre de gravité est alors amortie par le genou. Le couple de flexion atteint 1.3 N.m/kg et la puissance dissipée par le genou atteint 4W/kg.

Deuxième appui bipodal :

Au cours du second appui bipodal, la flexion du genou augmente pour atteindre un maximum de 95° à la fin de la phase d'appui. Le couple de flexion et la puissance dissipée par le genou diminuent au fur et à mesure de la décharge du membre inférieur.

Phase oscillante :

Le genou revient en extension dès le début de la phase oscillante contrairement à la marche sur sol plat ou le genou continue son mouvement de flexion au début de la phase oscillante, la vitesse maximale de retour en extension atteint 345°/s.

- **Sujets appareillés**

Le tableau ci-dessous compare différents paramètres obtenus à partir de la courbe moyenne de chacun des sujets.

Genou prothétique :

Pour l'ensemble des sujets, la flexion maximale du genou prothétique est comprise entre 60 et 70° contre 95° en moyenne pour le groupe de contrôle, limitant la descente du centre de gravité au cours de l'appui sur la prothèse.

Pour deux sujets, cette flexion commence dès le début de l'appui et évolue de manière constante à la différence des sujets sains qui eux présentent un palier de flexion lorsque le membre opposé évite la marche où est appliquée l'appui. Le troisième sujet maintient son genou en extension complète, jusqu'à 20% du cycle.

Le couple maximal d'extension généré par les systèmes hydrauliques des genoux prothétiques s'élèvent en moyenne à 1.0 N.m/kg (min : 0.6, max : 1.2) contre 1.3 N.m/kg (std : 0.1) pour le groupe contrôle. La puissance dissipée atteint 2.9 W/kg (min : 2.7, max : 3.0). Cette puissance n'est pas négligeable mais reste moins importante que celle observée chez le groupe contrôle (4.6 W.kg, std : 0.7).

Genou controlatéral :

On n'observe quasiment pas de différence au niveau de la flexion du genou controlatéral par rapport au genou des sujets asymptomatiques, par contre, le couple sur le genou (Couple maximal, genou controlatéral moyenne 2.1 N.m/kg [min : 1.7, max 2.6] , genou sujets asymptomatiques moyenne 1.3 N.m/kg (std 0.1)) et la puissance dissipée (Puissance négative maximale, genou controlatéral moyenne 5.7 W/kg [min : 5.1, max 6.5] , genou sujets asymptomatiques moyenne 4.6 W/kg (std 0.7)) sont plus importants aussi bien au début de l'appui que lors du second double appui.
Le couple est, en effet, plus important au début de l'appui car le sujet se laisse tomber sur sa jambe controlatérale. Le couple est plus important à la fin de l'appui car le patient va poser son pied prothétique plus loin sur la marche suivante.

6.2.3. Comportement de la hanche

- **Groupe contrôle**

Premier appui bipodal et appui unipodal :
La hanche commence le cycle de descente en flexion de 20°. Cette flexion est maintenue jusqu'à la fin de l'appui unipodal. On observe un couple d'extension de la hanche à la fin du premier double appui de 0.3 N.m/kg, celui-ci redevient quasi-nul à partir de 30% du cycle, lorsque le genou reprend sa flexion. La puissance dissipée par la hanche est faible comparée à celle observée au niveau du genou et de la cheville.

Deuxième appui bipodal :
Au cours du second appui bipodal, la flexion de la hanche augmente pour atteindre 35° de flexion et on observe un second maximum pour le couple d'extension de 0.4 N.m/kg. Le couple change de signe à la fin de la phase d'appui.

Phase oscillante :
La hanche continue sa flexion au début de la phase oscillante, permettant comme pour la cheville d'éviter le nez de la marche, puis elle revient en position initiale.

- **Sujets appareillés**

Le tableau ci-dessous compare différents paramètres obtenus à partir de la courbe moyenne de chacun des sujets.

Hanche appareillée :

La cinématique de la hanche du coté appareillé est différente chez chacun des trois sujets. Le sujet qui maintenait le genou en extension au début de l'appui, diminue sa flexion de hanche au cours de cette phase. Le deuxième sujet augmente sa flexion de hanche, dès le début de l'appui. Enfin le dernier sujet à une mobilité de hanche très faible.

Hanche controlatérale :

Les paramètres cinématiques de la hanche controlatérale sont comparables à ceux de la hanche des sujets asymptomatiques. Par contre, le couple d'extension intervenant au début de l'appui sur le membre controlatéral est augmenté (Couple maximal, genou controlatéral moyenne 2.1 N.m/kg [min : 1.7, max 2.6], genou sujets asymptomatiques moyenne 1.3 N.m/kg (std 0.1))

7. Conclusion

Les genoux possédant des systèmes hydrauliques contrôlant la phase d'appui permettent de descendre un escalier en pas alternés. Sans contrôle de la phase d'appui, un sujet amputé trans-fémoral est obligé de descendre les marches une par une (en posant sa jambe controlatérale sur toute les marches). Certains sujets sont capables de descendre les escaliers en pas alterné sans contrôle de la phase d'appui, ces sujets posent leur membre appareillé sur la marche mais n'appliquent pas d'effort avec celui-ci. Ces sujets « sautent » alors d'une marche à la marche suivante.

Cependant, malgré un contrôle hydraulique de la phase d'appui, l'asymétrie observée entre la phase d'appui du membre prothétique et du membre controlatéral est augmentée par rapport à la marche à plat et le centre de gravité est principalement abaissé lors de l'appui unipodal sur le membre controlatéral (94% de la hauteur de marche contre 53% pour le membre prothétique).

La raideur du pied prothétique ne permet pas une mobilité de cheville suffisante. Les sujets utilisent donc le nez de la marche afin de permettre une flexion suffisante du tibia prothétique par rapport à la verticale. Cette stratégie entraîne une augmentation de l'effort repris par le membre controlatéral se traduisant par une augmentation non négligeable des couples articulaires au niveau des articulations du membre controlatéral.

Le couple maximal de résistance à la flexion des genoux hydrauliques reste inférieur à celui mesuré pour le groupe de sujets contrôle (genoux hydrauliques : 1.0 N.m/kg (min : 0.6, max : 1.2) contre 1.3

N.m/kg (std : 0.1) pour les sujets asymptomatiques) ce qui est en accord avec l'étude de Schmaltz (Schmalz, Blumentritt et al. 2007). La résistance hydraulique est réglée pour chaque patient. Ce réglage n'a pas été modifié pour cette étude dans les escaliers. Par contre l'effet de ce réglage a été évalué pour le dernier patient dans le chapitre suivant.

Chapitre 4 : Evaluation expérimentale et numérique de genoux prothétiques

1. Synthèse bibliographique

Le fonctionnement des genoux prothétiques a été présenté dans le chapitre 1. Cette synthèse bibliographique a pour objectif de faire l'état des lieux des travaux visant à modéliser le comportement des genoux prothétiques.

L'objectif des systèmes de régulation est de reproduire mécaniquement l'action des muscles assurant la flexion et l'extension du genou pendant la marche. Les systèmes utilisés sont hydrauliques, pneumatiques ou magnéto rhéologiques.

1.1. Principe de fonctionnement en phase oscillante

Radcliffe (Radcliffe 1977) présente les fonctionnements de ces systèmes de régulations pour la phase oscillante (Figure 38).

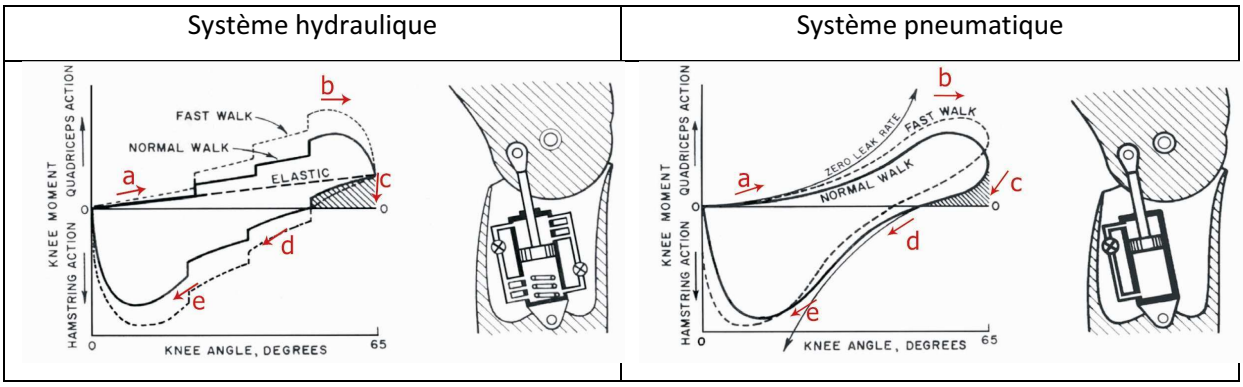


Figure 38 : Comportement des systèmes hydraulique et pneumatique (Radcliffe 1977)

Au cours de la période de deuxième double appui sur la prothèse, le couple de résistance de ces systèmes doit être faible afin de permettre au patient de fléchir rapidement le genou pour atteindre une flexion comprise entre 30 et 40° et une vitesse de flexion suffisante à la fin de la phase d'appui (Figure 38 a). La résistance à la flexion doit ensuite progressivement augmenter afin de limiter la

flexion maximale du genou à 60-65° (Figure 38 b). Pour faciliter le retour à l'extension, ces systèmes hydrauliques sont couplés à des rappels élastiques (Figure 38 c). Lors du retour en extension, la résistance doit être suffisamment faible pour permettre un retour rapide en extension (Figure 38 d). La fin de retour en extension doit être amortie (Figure 38 e). Ces résistances variables en fonction du sens de fonctionnement, de l'angle et de la vitesse de flexion du genou peuvent être réalisées en autorisant des débits de fluides différents le long de la course du vérin hydraulique.

Les systèmes pneumatiques fonctionnent de la même manière. La compressibilité de l'air permet d'obtenir un comportement non linéaire (Figure 38 a b) sans modifier les débits de fuite le long de la course du vérin. La compression d'un volume d'air lorsque le genou approche les 60° permet de créer une force de pression aidant le retour à l'extension (Figure 38 c).

Les résistances en flexion et en extension sont généralement ajustables indépendamment l'une de l'autre par l'orthoprothésiste. Les microprocesseurs permettent d'asservir ce réglage en fonction de la vitesse de marche du patient estimée soit à partir de la durée de la phase d'appui, de la durée de la phase oscillante, de la vitesse maximale de flexion du genou, etc.…

1.2. Principe de fonctionnement en phase d'appui

Au cours de la marche, le couple de flexion externe exercé sur le genou est beaucoup plus important lors de la phase d'appui unipodal que lors de la phase oscillante (Cf Chapitre 2). Le genou prothétique doit donc exercer un couple de résistance à la flexion plus important en phase d'appui qu'en phase oscillante, sinon le sujet appareillé devra annuler le couple de flexion externe par un couple d'extension de hanche (Cf Chapitre 1).

Ce couple de résistance en phase d'appui unipodal peut être obtenu mécaniquement à l'aide d'une butée élastique ou un ressort (Blumentritt 1997). Les systèmes hydrauliques peuvent également fournir une résistance à la flexion suffisante. Cette résistance importante doit être active lors du premier double appui et durant la phase d'appui unipodal, par contre celle-ci doit être désactivée lors du second double appui pour ne pas limiter l'initiation de la phase oscillante (Cf chapitre 2). La modification ou la désactivation de la résistance hydraulique peut être obtenue soit mécaniquement, soit par microprocesseur.

Les systèmes magnéto-rhéologiques offrent un couple de résistance proportionnel au courant d'alimentation du système (Wilkenfeld 2000) en modifiant la viscosité du fluide utilisé. Ces systèmes peuvent donc également permettre une résistance à la flexion adaptée à la phase d'appui et à la phase oscillante.

1.3. Mesure directe et « dynamique inverse »

Les genoux prothétiques ont pour objectif de mimer le genou « physiologique » à la fois en terme de cinématique et de cinétique. Toutefois l'inertie d'une prothèse est différente de celle d'un membre asymptomatique. Les composantes inertielles de la prothèse ont peu d'influence en phase d'appui le couple du genou obtenu par dynamique inverse pour des sujets asymptomatiques peut donc servir de référence. Au contraire, ces termes inertiels ne sont plus négligeables en phase oscillante, la cinématique du genou est alors un paramètre plus pertinent si l'on souhaite faire la comparaison avec les sujets asymptomatiques.

Le couple articulaire du genou a largement été quantifié par « dynamique inverse [14]» aussi bien pour les sujets asymptomatiques sains (Eng and Winter 1995; Allard, Lachance et al. 1996; Mills and Barrett 2001; Ganley and Powers 2006) que pour les sujets appareillés (Johansson, Sherrill et al. 2005; Kaufman, Levine et al. 2007). Avec les sujets appareillés, il est également possible d'intercaler un capteur à six composantes au dessus ou en dessous du genou prothétique permettant de mesurer directement ce couple articulaire (Frossard, Stevenson et al. 2006).

Figure 39 : Mesure directe au dessus du genou prothétique (Hicks, Tashman et al. 1985).

[14] Le terme de « dynamique inverse » est abusif dans le sens où le torseur mesuré par les plateformes est utilisé.

Dumas (Dumas, Cheze et al. 2009) a comparé le couple de flexion extension du genou obtenu par dynamique inverse et par mesure directe. L'écart entre le couple du genou estimé par dynamique inverse et par mesure directe est de l'ordre de 5N.m (RMS sur l'ensemble du cycle). Si cette erreur représente 11% de la plage des valeurs atteintes au cours de la phase d'appui [-40 N.m : 5 N.m], elle représente plus de 30 % de la plage des valeurs atteintes au cours de la phase oscillante [-10 N.m : 5 N.m].

1.4. « Dynamique directe »

La phase oscillante a également été modélisée en « dynamique directe[15] » (Tsai and Mansour 1986). Le fémur et l'ensemble pied tibia sont considérés comme deux solides rigides articulés entre eux par le genou prothétique (Figure 40). En imposant des conditions aux limites (couple au niveau de la hanche ou cinématique de la hanche), des conditions initiales (angle initial de flexion du genou, vitesse initiale de flexion) et en modélisant le comportement mécanique du genou prothétique, la cinématique du genou peut être calculée tout au long de la phase oscillante.

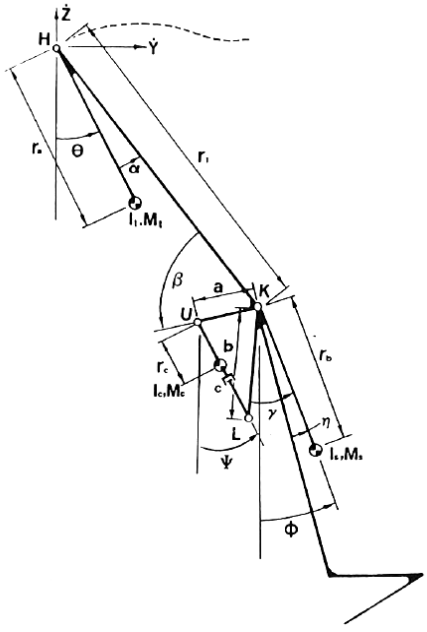


Figure 40 : Modélisation en dynamique directe de la phase oscillante (Tsai and Mansour 1986)

Tsai (Tsai and Mansour 1986) a ainsi modélisé différents genoux prothétiques (genoux à friction, genou à rappel élastique, genou hydraulique) et a pu évaluer la réponse de ces différents genoux pour des conditions aux limites correspondant à des vitesses de marche différentes.

[15] Le terme de « dynamique directe » est également abusif puisque l'angle de la hanche est utilisé en conditions aux limites du modèle

1.5. Conclusion de la synthèse bibliographique

L'objectif de ce chapitre est de mettre en place les différentes modalités de modélisations présentes dans la littérature afin de mettre en évidence leurs apports dans la conception des genoux prothétiques.

Le comportement d'un genou prothétique hydraulique a été analysé par dynamique inverse lors de la descente des escaliers pour différents réglages. Des mesures de sujets asymptomatiques ont été ensuite utilisées lors de la déambulation dans différentes situations (marche, pente, escaliers) afin de mettre en évidence l'adaptabilité du contrôle musculaire des sujets asymptomatiques.

La modélisation de la phase oscillante a également été abordée sous les différents aspects présentés précédemment. Nous n'avons cependant pas eu l'occasion d'utiliser une méthode de mesure directe. Nous avons donc mis en place un modèle mécanique d'un genou prothétique permettant d'obtenir le couple articulaire lors de la flexion du genou. Ce couple a pu être comparé à celui obtenu par dynamique inverse.

Enfin, nous avons mis en place un modèle en « dynamique directe » permettant d'évaluer l'impact de ce couple articulaire sur la cinématique du genou prothétique en phase oscillante.

2. Analyse du genou en phase d'appui

2.1. Influence du réglage du genou prothétique lors de la descente d'escaliers d'un sujet amputé trans-fémoral

Les sujets appareillés ayant participé à l'étude dans les escaliers sont venus avec leurs propres genoux prothétiques, et nous n'avons pas modifié le réglage de ceux-ci. Le couple de résistance à la flexion des genoux prothétiques s'est avéré moins important que pour les sujets asymptomatiques (Cf Chapoitre 3). La résistance à la flexion est générée par un passage plus ou moins restreint d'huile à travers un orifice. Le réglage de cette résistance consiste à modifier la taille de cet orifice et donc le débit de fuite de la chambre qui est comprimée.

2.1.1. Modification du réglage

Le dernier patient ayant participé à cette étude a réalisé, en plus des 10 passages avec son réglage initial, 5 passages avec un réglage volontairement plus fort (résistance à la flexion plus importante) et 5 passages avec un réglage volontairement plus faible (résistance à la flexion moins importante).

Les résultats de cette partie se limitent donc à l'influence du réglage d'un genou prothétique sur un patient.

La figure ci-dessous présente l'évolution du couple de résistance à la flexion du genou prothétique obtenu par dynamique inverse en fonction de la vitesse de flexion du genou. Cette évolution traduit bien le comportement d'un système hydraulique. Modifier le réglage équivaut à modifier la relation entre le couple de résistance à la flexion et la vitesse de flexion. (vert : réglage fort, bleu : réglage normal, rouge : réglage faible).

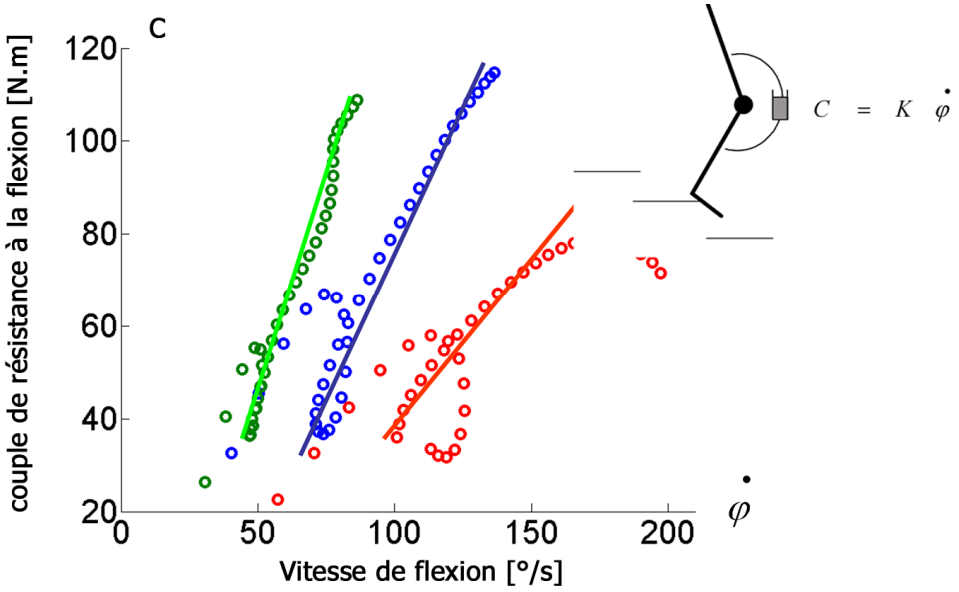


Figure 41 : Modification du réglage du contrôle hydraulique de la phase d'appui pour 1 sujet appareillé

2.1.2. Influence du réglage sur les paramètres cinématiques et cinétiques

Dans le chapitre 3, nous avons pu constater une diminution de l'effort exercé par le membre prothétique et une augmentation de l'effort exercé par le membre controlatéral sur la marche. Cette augmentation de l'effort sur le membre controlatéral entraîne une augmentation des couples articulaires sur les différentes articulations du membre controlatéral.

La figure ci-dessous présente la composante verticale de l'effort exercé par le membre prothétique et par le membre controlatéral en fonction du pourcentage du cycle du membre prothétique pour le sujet (S_4) ayant effectué des passages avec des réglages différents (vert : réglage fort, bleu : réglage normal, rouge : réglage faible).

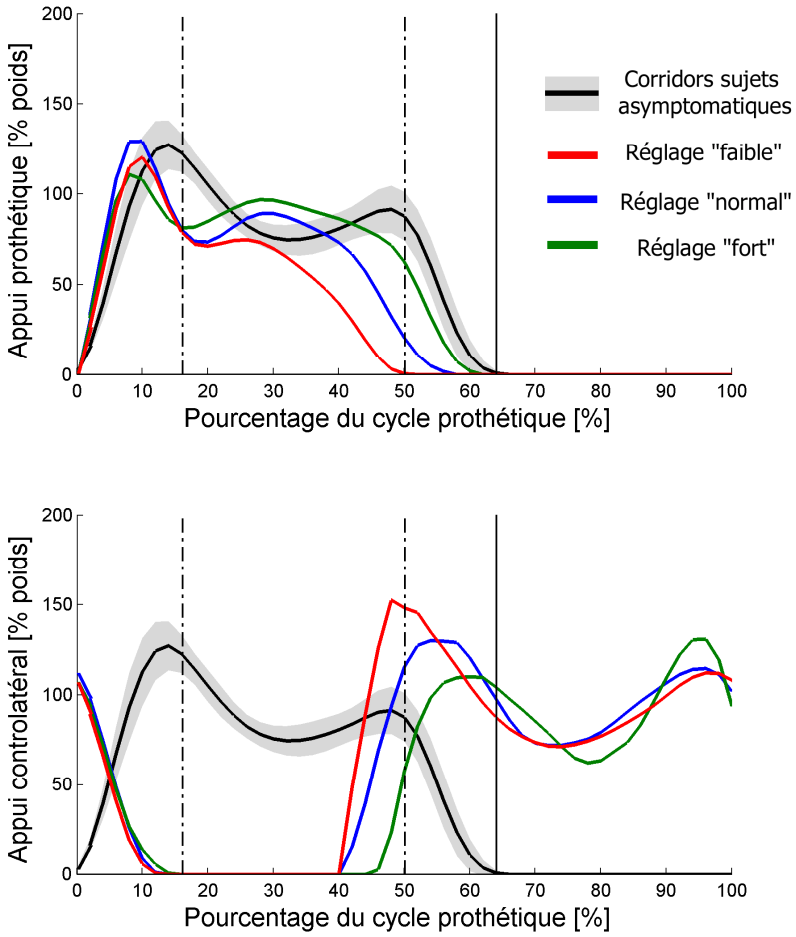


Figure 42 : Composante verticale de l'effort exercé par le membre prothétique et par le membre controlatéral en fonction du pourcentage du cycle du membre prothétique pour le sujet (S_4) ayant effectué des passages avec des réglages différents (vert : réglage fort, bleu : réglage normal, rouge : réglage faible).

Limiter le débit d'huile du genou (réglage « fort ») permet bien d'augmenter la composante verticale de l'effort repris par la jambe appareillée et de diminuer l'effort repris pas la jambe controlatérale au début de l'appui suivant.

De même, autoriser un débit d'huile plus important (réglage « faible ») augmente la composante verticale de l'effort repris par la jambe controlatérale et diminue l'effort repris pas la jambe appareillée.

La figure ci-dessous présente l'angle de flexion et couple de résistance à la flexion du genou prothétique pour le sujet (S_4) ayant effectué des passages avec des réglages différents (vert : réglage fort, bleu : réglage normal, rouge : réglage faible).

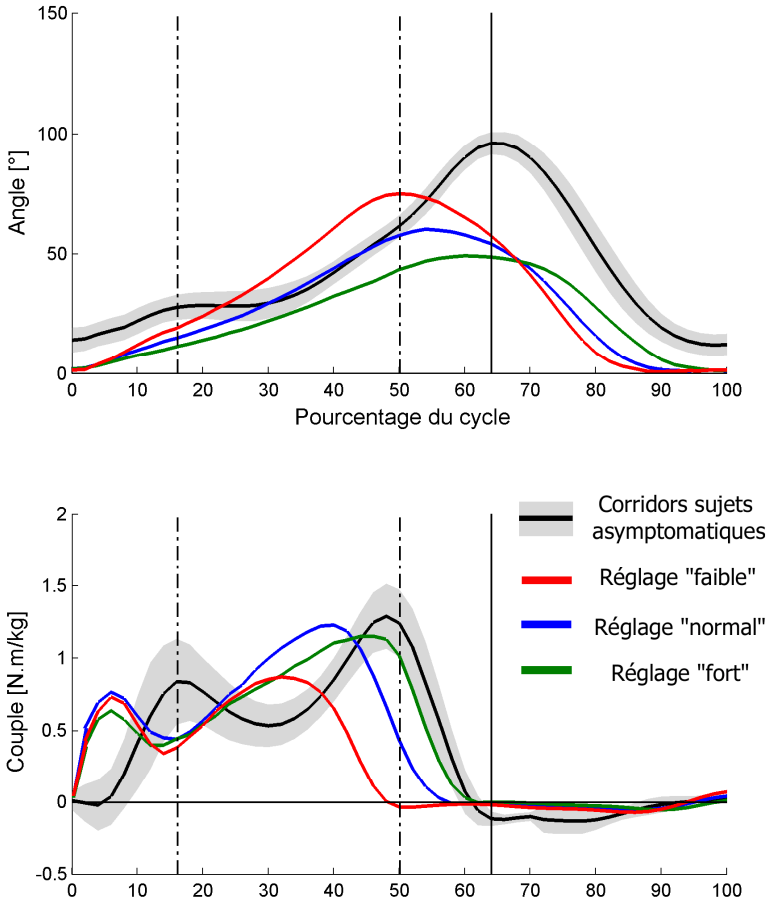


Figure 43 : Angle de flexion et couple de résistance à la flexion du genou prothétique pour le sujet (S_4) ayant effectué des passages avec des réglages différents (vert : réglage fort, bleu : réglage normal, rouge : réglage faible).

Concernant l'angle de flexion du genou, augmenter le débit d'huile autorisé (réglage « faible ») permet d'augmenter l'amplitude de flexion du genou prothétique. Limiter le débit d'huile (réglage « fort ») réduit l'amplitude de flexion du genou en phase d'appui.

Augmenter le débit d'huile (réglage « faible ») diminue le couple de résistance à la flexion, par contre limiter le débit d'huile (réglage « fort ») ne permet pas dans ce cas d'augmenter le couple de résistance à la flexion du genou. En effet le réglage du débit détermine la relation entre le couple de résistance et la vitesse de flexion (Figure 41). Le réglage « fort » limite la vitesse de flexion et donc l'amplitude de flexion ce qui diminue le bras de levier entre la force de réaction du sol et l'axe de flexion du genou.

La figure ci-dessous présente la position du sujet à la fin de l'appui sur le membre appareillé.

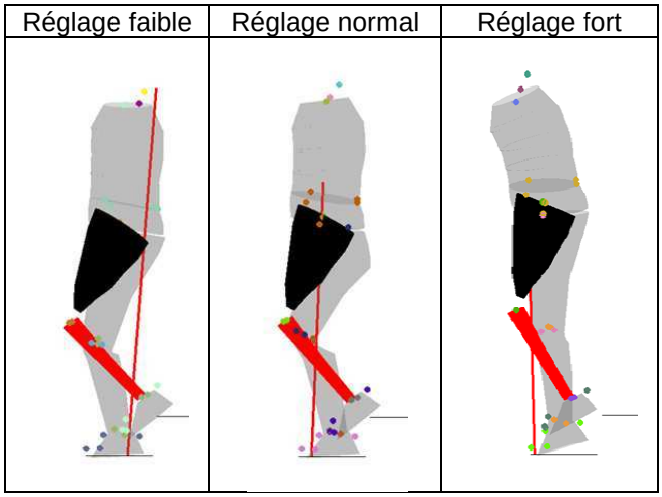


Figure 44 : Position du tronc pour le sujet (S_4) ayant effectué des passages avec des réglages différents (vert : réglage fort, bleu : réglage normal, rouge : réglage faible).

Cette figure souligne les compensations du tronc mises en oeuvre par le sujet pour répondre aux modifications de réglage. Ces compensations sont immédiates, ce sujet n'a eut besoin que de 2 à 3 passages pour modifier sa marche et se passer de l'utilisation des rampes.

2.2. Contrôle de la phase d'appui pour différentes situations de marche pour des sujets asymptomatiques

Nous avons récemment mis en place un plan incliné de 10° instrumenté au CERAH. Une campagne de mesure est actuellement en cours. Les trois premiers sujets asymptomatiques ont pu être analysés. La figure suivante compare pour le genou l'angle, la vitesse et le couple de flexion. Ces résultats concernent la marche de 6 sujets asymptomatiques, la descente d'escaliers de 19 sujets asymptomatiques et la descente du plan incliné pour 3 sujets asymptomatiques.

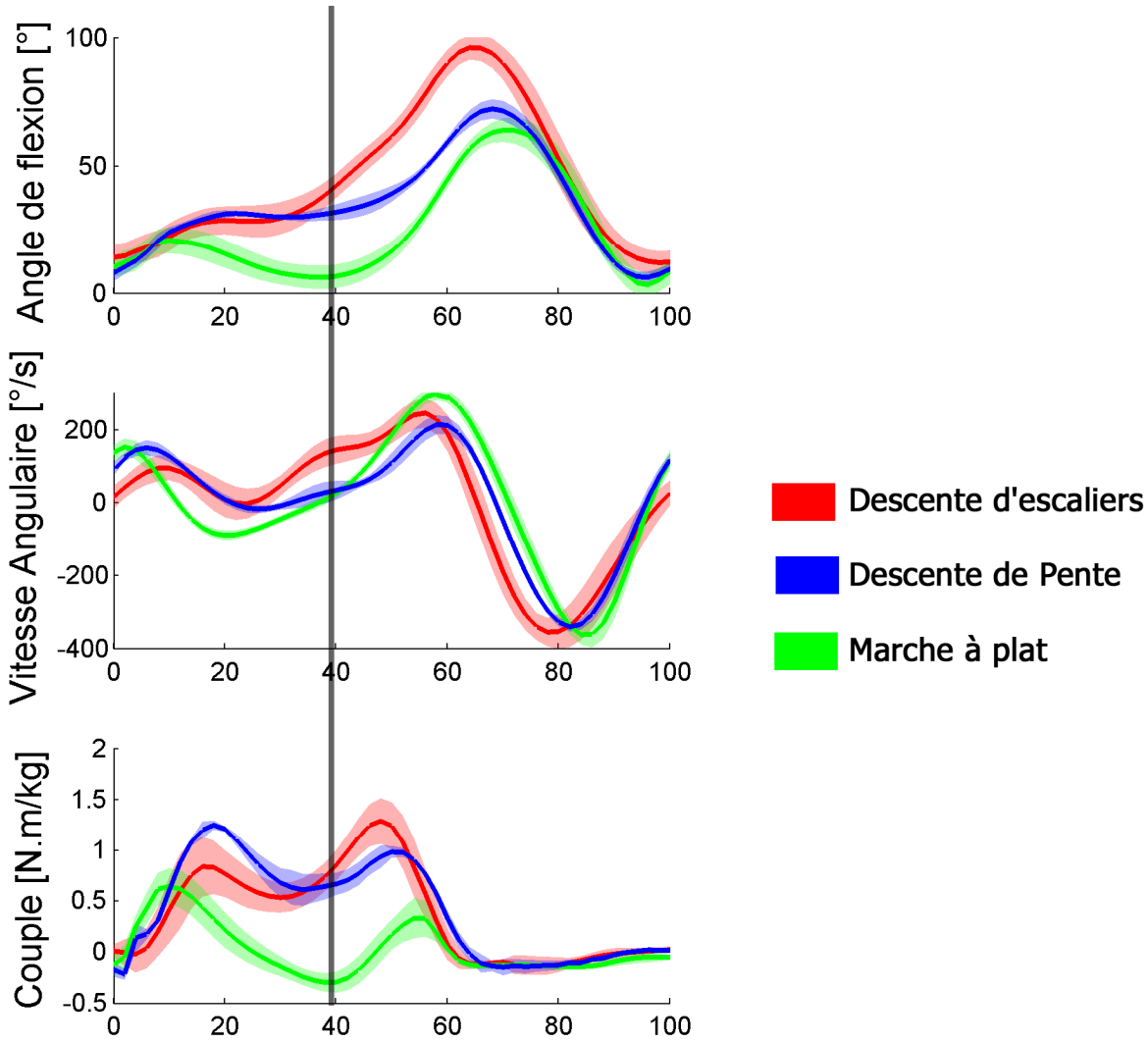


Figure 45 : Angle de flexion, vitesse de flexion et couple de flexion du genou pour la marche de 6 sujets asymptomatiques, la descente d'escaliers de 19 sujets asymptomatiques et la descente du plan incliné pour 3 sujets asymptomatiques.

Si l'on se place à 40% du cycle de marche, le couple articulaire du genou pour les sujets asymptomatiques est du même ordre de grandeur lors de la descente d'escaliers que lors de la descente du plan incliné, alors que la vitesse de flexion du genou est nettement plus importante. Le réglage du genou prothétique impose une relation fixe entre ces deux paramètres. On peut donc à partir de cette analyse sur les sujets asymptomatiques supposer que pour un sujet appareillé un réglage adapté pour la descente d'escalier ne le sera pas forcement pour la descente d'un plan incliné.

3. Modélisation du genou en phase oscillante

Au cours de ce travail, nous n'avons pas eu l'occasion de travailler avec un capteur permettant de mesurer le couple de flexion du genou prothétique de manière directe. C'est pourquoi, nous avons mis en place un modèle mécanique d'un genou polycentrique à contrôle hydraulique de la phase oscillante afin de déterminer le couple de flexion du genou au cours de la phase oscillante et de pouvoir le confronter aux résultats obtenus par dynamique inverse.

3.1. Modélisation d'une unité hydraulique

Dans un premier temps nous avons réalisé des essais sur unité hydraulique isolée

3.1.1. Conditions aux limites et essais sur unité isolée

Ce genou prothétique est constitué d'un système polycentrique lié à une unité hydraulique (Figure 47). Le mouvement de flexion extension est amorti par un débit d'huile au travers d'un orifice. Le réglage de ce débit est fait par l'orthoprothésiste en fonction de son expérience et des commentaires donnés par le patient. Sur ce genou, deux réglages indépendants sont possibles pour la flexion et pour l'extension.

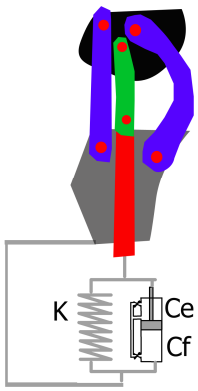


Figure 46 : Genou polycentrique hydraulique testé expérimentalement

Afin de modéliser le comportement mécanique de l'unité hydraulique, des essais ont été réalisés sur l'unité hydraulique seule afin d'obtenir les courbes représentant l'évolution du couple de flexion

extension en fonction de l'angle et de la vitesse de flexion du genou. Différentes contraintes techniques ont imposé de réaliser ces essais en imposant un déplacement linéaire directement sur le vérin hydraulique. En effet, la vitesse de flexion du genou atteint 400°/s lors de la marche ce qui est proche de la limite de la machine de test que nous avons pu utiliser. De plus, ce genou étant polycentrique, la mesure du couple n'aurait pas pu être directement réalisée au centre instantané de rotation.

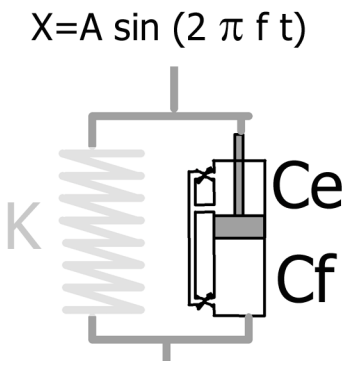


Figure 47 : Essais réalisés sur le vérin hydraulique

Le système polycentrique a donc été démonté et un déplacement sinusoïdal a été imposé à la tête du vérin hydraulique sur machine de type INSTRON. Pour une vitesse de marche « normale », la durée du cycle de marche est de l'ordre de 1.1 seconde. Le mouvement de flexion extension du genou prothétique représente 50% de ce temps soit 0.55 secondes. Afin de se rapprocher des vitesses de déplacement du vérin lors de la marche à vitesse lente, normale et rapide nous avons donc imposé le déplacement sinusoïdal aux fréquences 1.5, 2 et 2.5 Hz à mi-course du vérin. La relation entre le déplacement du vérin est unique et ne dépend que de la géométrie du système polycentrique et de la liaison entre celui-ci et l'unité hydraulique (Figure 48).

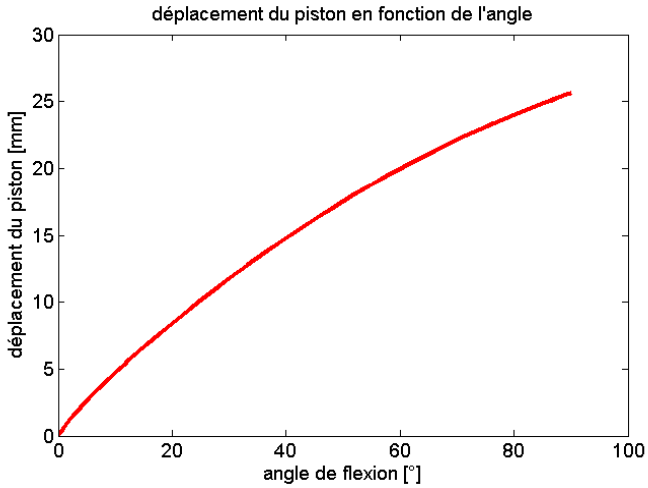


Figure 48 : Relation entre le déplacement du piston et l'angle de flexion du genou

A partir de cette relation, on peut calculer l'angle de flexion du genou correspondant au déplacement sinusoïdal imposé lors de l'essai au vérin hydraulique.

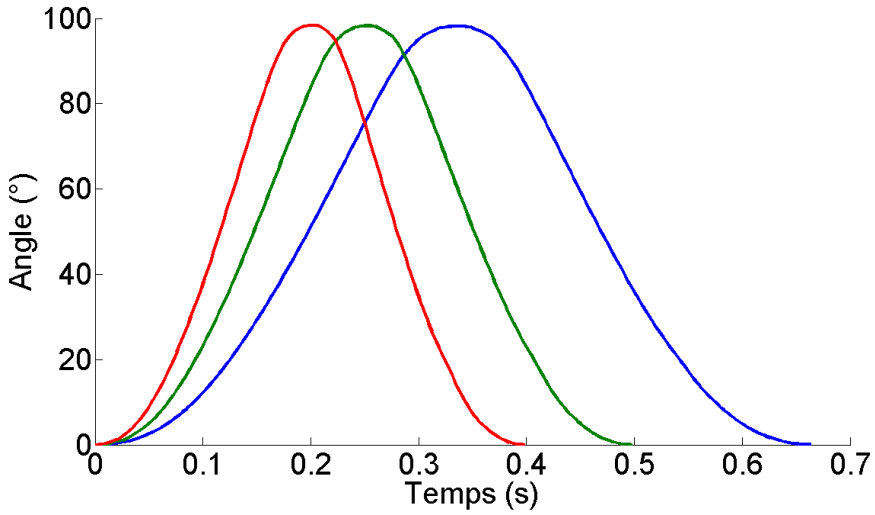


Figure 49 : Evolution de l'angle de flexion du genou en fonction du temps équivalente au déplacement sinusoïdal imposé lors de l'essai (rouge : f=2.5Hz, vert : f=2Hz, bleu : f=2.5Hz).

On peut constater sur ces courbes que les amplitudes et les vitesses de flexion qui ont été imposées sont du même ordre de grandeur que celles mesurées lors de la marche.

La géométrie du genou définie également la relation liant le bras de levier entre l'axe d'action du vérin et la position du centre instantané de rotation.

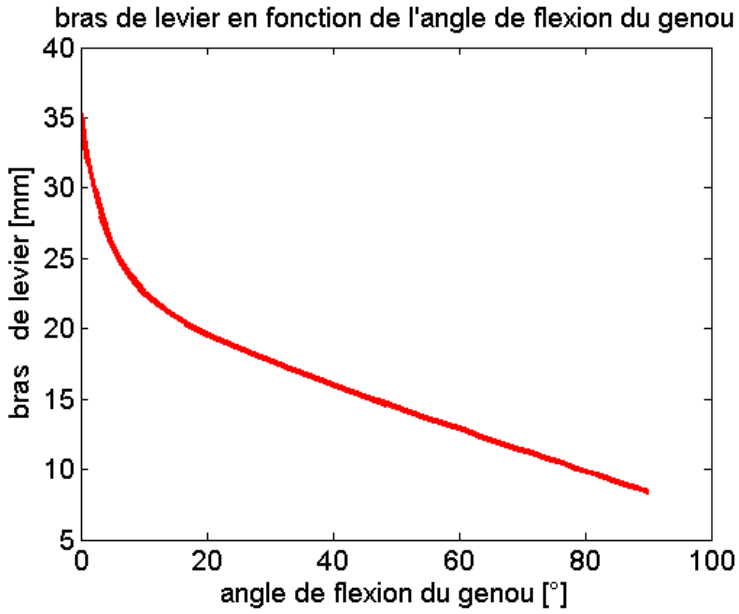


Figure 50 : Relation liant le bras de levier entre l'axe d'action du vérin et la position du centre instantané de rotation et l'angle de flexion du genou

En supposant les liaisons pivot du système polycentrique comme parfaites (sans frottement), on peut donc calculer connaissant l'angle de flexion du genou le couple du au système hydraulique à partir de l'effort exercé par la tige du vérin hydraulique mesuré au cours de l'essai.

3.1.2. Couple en fonction de l'angle obtenu expérimentalement

La courbe suivante présente l'évolution du couple de flexion en fonction de l'angle de flexion du genou prothétique avec les conditions aux limites imposées par la machine de test.

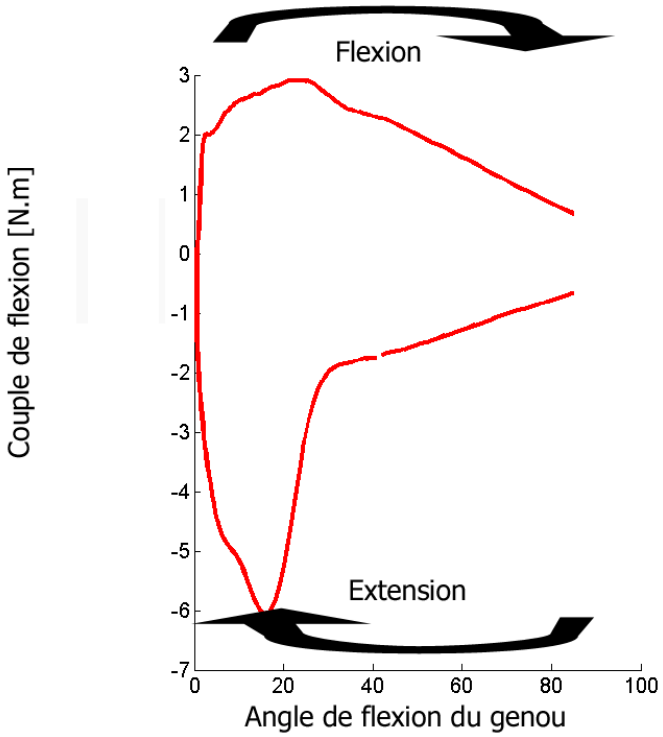


Figure 51 : Courbes obtenues sur le genou isolé avec les conditions aux limites imposées par la machine de test

Au cours de la flexion, le couple de flexion est positif (il s'oppose à la flexion). Celui-ci augmente jusqu'à ce que la flexion atteigne 30° de flexion. Ce couple diminue ensuite. Lors du retour en extension, le couple est négatif (il s'oppose au retour en extension). Il augmente progressivement jusqu'à 30° de flexion, puis il augmente plus rapidement atteignant -6N.m à 20° de flexion.

3.1.3. Modélisation de l'unité hydraulique

Les conditions aux limites imposées par la machine de test (vitesse et déplacement de la tige) ont été choisies pour ressembler à celles obtenues lors de la marche d'un sujet mais restent sensiblement différentes. Nous avons donc modélisé le vérin hydraulique par un amortisseur dont le coefficient d'amortissement dépend de la position du vérin.

La figure suivante présente l'évolution de l'effort exercé par la tête du vérin en fonction de sa vitesse de déplacement.

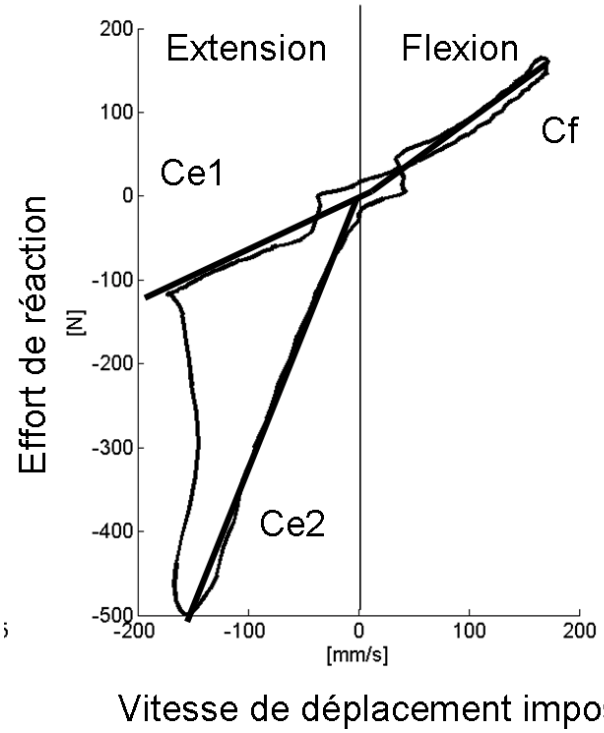


Figure 52 : Effort exercé par la tête du vérin en fonction de sa vitesse de déplacement

Pour cette unité hydraulique, le coefficient d'amortissement est variable en fonction de la position de la tête du vérin et du signe de la vitesse de déplacement. Le coefficient d'amortissement est constant en flexion et réglable (Cf), en revanche celui-ci est variable lors du retour en extension (Ce1 et Ce2). L'effort de réaction de l'unité hydraulique peut alors être déterminée à partir de la position et de la vitesse du vérin.

Si $\dot{X} \leq 0$ alors $F = Cf \times \dot{X}$

Si $\dot{X} \geq 0$ $\begin{cases} F = Ce_1 * \dot{X} \\ F = Ce_2 * \dot{X} \end{cases}$ pour $\begin{cases} X > 5mm \\ X < 5mm \end{cases}$

3.1.4. Calcul du couple de résistance à la flexion et à l'extension.

La vitesse de déplacement du vérin et la position du centre instantané de rotation ont été mesurées lors de la marche d'un sujet utilisant le genou prothétique testé de manière isolé (Sujet G_02, Cf chapitre 2). Ces conditions de vitesse et de déplacement mesurées lors de la marche ont donc été imposées au modèle de l'unité hydraulique décrit au paragraphe précédent afin de calculer le

moment de flexion extension du genou. Ce couple a été comparé à celui obtenu par dynamique inverse.

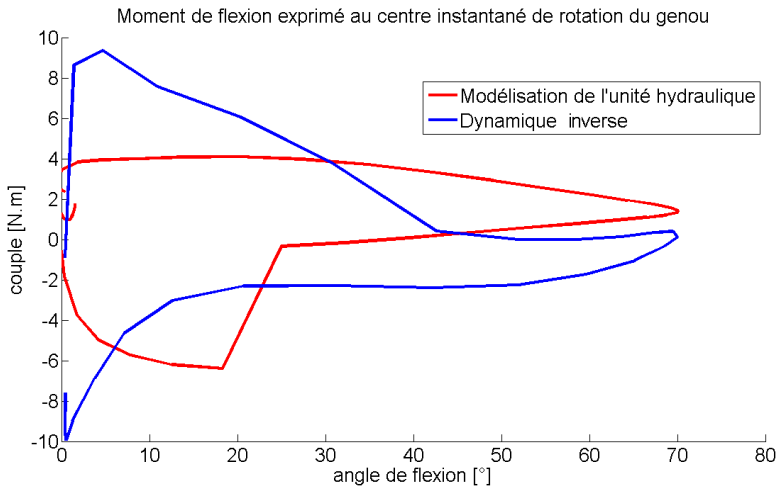


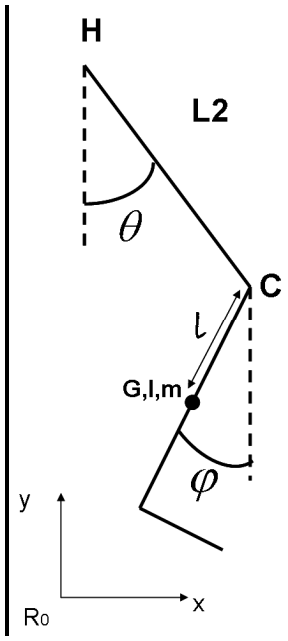
Figure 53 : Comparaison du moment du genou en fonction de l'angle de flexion du genou obtenu à partir de la modélisation de l'unité hydraulique, et par dynamique inverse.

On constate que malgré les conditions très favorables dans lesquelles les calculs de dynamique inverses ont été effectués (pas d'artéfacts dus aux tissus mous, localisation de l'axe de flexion, les résultas obtenus par dynamique inverse restent éloignés de ceux obtenus à partir de la modélisation de l'unité hydraulique.

3.2. Modélisation 2D de la phase oscillante en dynamique directe

3.2.1. Mise en équations

En écrivant le principe fondamental de la dynamique en au centre du genou C pour l'ensemble pied tibia (de masse m centre de gravité G, d'inertie I par rapport à l'axe Gz). Cet ensemble n'est soumis au cours de la phase oscillante qu'à l'action de la pesanteur et à l'action du genou prothétique.



H centre de la hanche
C centre du genou
G centre de gravité du segment jambier

L2=IIHCII

l =IICGII

θ Angle de la hanche/ verticale

φ Angle du segment jambier/verticale

I Inertie du segment jambier/à l'axe Gz
m masse du segment jambier

$$\overrightarrow{\delta(pied+tibia/R_0)\big|_C} = \overrightarrow{\delta(pied+tibia/R_0)\big|_G} + \overrightarrow{CG}\wedge m\times\overrightarrow{\gamma(G/R_0)}$$
$$= \sum \overrightarrow{M(ext\to(tibia+pied))/R_0}$$

Dans le cas particulier d'un mouvement dans le plan. En notant Mc le moment du genou prothétique, le PFD peut se traduire par :

$$I\ddot{\varphi}\cdot\vec{z} + \overrightarrow{CG}\wedge m\cdot\frac{d^2}{dt^2}\left(\overrightarrow{OG}\right) = \overrightarrow{Mc} + \overrightarrow{CG}\wedge m\vec{g}$$

Soit en projection sur l'axe z

$$I\ddot{\varphi}\cdot\vec{z} + \overrightarrow{CG}\wedge m\cdot\frac{d^2}{dt^2}\left(\overrightarrow{OC}\right) + \overrightarrow{CG}\wedge m\cdot\frac{d^2}{dt^2}\left(\overrightarrow{CG}\right) = \overrightarrow{Mc} + \overrightarrow{CG}\wedge m\vec{g}$$

En notant ax et ay les accélérations du genou dans le repère global, et l la distance entre le genou et le centre de gravité.

$$I\ddot{\varphi}\cdot\vec{z} + \underbrace{\overrightarrow{CG}\wedge m\cdot\frac{d^2}{dt^2}\left(\overrightarrow{OC}\right)} + \underbrace{\overrightarrow{CG}\wedge m\cdot\frac{d^2}{dt^2}\left(\overrightarrow{CG}\right)} = \overrightarrow{Mc} + \overrightarrow{CG}\wedge m\vec{g}$$

$$I\ddot{\varphi}\cdot + ml\left(a_x\cos(\varphi) + a_y\sin(\varphi)\right) + ml^2\ddot{\varphi} = Mc - m\lg\sin(\varphi)$$

3.2.2. Conditions aux limites, conditions initiales et résolution

On cherche donc à résoudre l'équation différentielle

$$\ddot{\varphi} = \frac{Mc - m\lg\sin(\varphi) - ml\left(a_x(t)\cos(\varphi) + a_y(t)\sin(\varphi)\right)}{ml^2 + I}$$

Équation 3

- Conditions aux limites :

En supposant que l'accélération du genou ne résulte que du mouvement de flexion extension (angle par rapport à la verticale) de la hanche. L2 correspond à la distance entre la hanche et le genou

$$\overrightarrow{HC} = \begin{cases} L_2 \sin\theta \\ -L_2 \cos\theta \end{cases}$$

$$\frac{d^2\overrightarrow{HC}}{dt^2} = \begin{cases} L_2(\ddot{\theta}\cos\theta - \left(\dot{\theta}\right)^2 \sin\theta) = ax \\ L_2(\ddot{\theta}\sin\theta + \left(\dot{\theta}\right)^2 \cos\theta) = ay \end{cases}$$

- Conditions initiales :

Cette mise en équation n'est valable que lorsque le pied quitte le sol.

$\varphi(0), \dot{\varphi}(0)$ sont introduit comme conditions initiales au début de la phase oscillante

$\dot{\theta}(t), \theta(t)$ sont introduit comme conditions aux limites.

- Exemple de modélisation du genou

En considérant le genou comme un amortisseur, avec un coefficient d'amortissement c.

$$Mc = c(\dot{\theta} - \dot{\varphi})$$

L'équation 1 devient

$$\ddot{\varphi} = \frac{c(\dot{\theta} - \dot{\varphi}) - m\lg\sin(\varphi) - ml\left(a_x(t)\cos(\varphi) + a_y(t)\sin(\varphi)\right)}{ml^2 + I}$$

- Résolution du système

En posant

$$Y = \begin{bmatrix} \varphi = y_1 \\ \dot{\varphi} = y_2 \end{bmatrix}$$

L'équation 1 peut se mettre sous la forme d'un système différentiel du premier ordre :

$$\frac{d(Y)}{dt} = \begin{bmatrix} y_2 \\ \dfrac{c(\dot{\theta} - \dot{y}_1) - m\lg\sin(y_1) - ml\left(L_2(\ddot{\theta}\cos\theta - \left(\dot{\theta}\right)^2\sin\theta)\times\cos(y_1) + L_2(\ddot{\theta}\sin\theta + \left(\dot{\theta}\right)^2\cos\theta)\times\sin(y_1)\right)}{ml^2 + I} \end{bmatrix}$$

Ce système d'équations différentielles du premier ordre est alors résolu numériquement.

3.2.3. Exemple de résultat

La figure suivante présente la courbe de flexion extension du genou ($\varphi - \theta$) pour différentes conditions aux limites correspondant à la marche d'un sujet appareillé marchant à une vitesse lente, normale et rapide. Les courbes bleues représentent les cinématiques obtenues en faisant varier numériquement le coefficient d'amortissement du genou hydraulique.

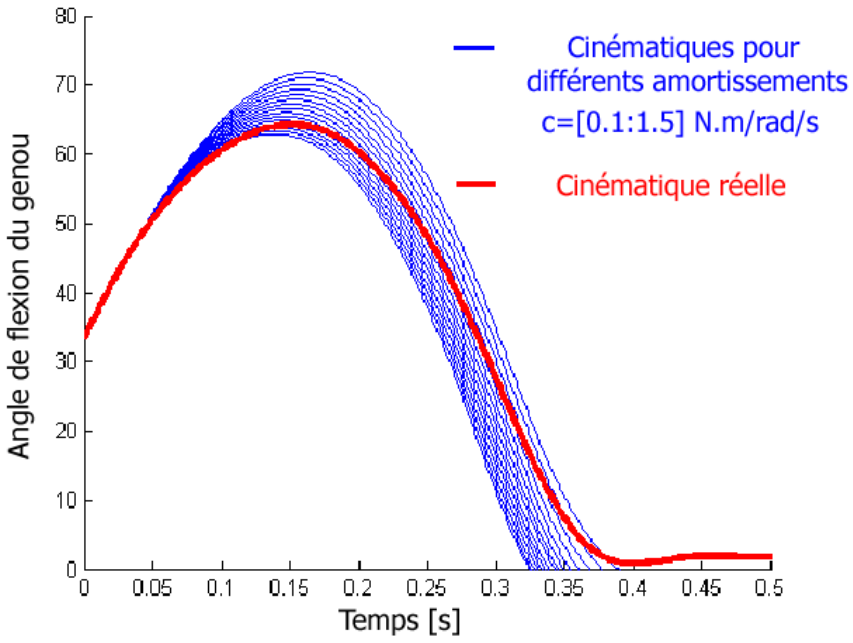


Figure 54 : Exemple de résultats obtenus en "dynamique directe"

4. Discussion

L'objectif de ce travail était de mettre en place différents modèles existant de la littérature permettant de s'intéresser au comportement des genoux prothétiques pour différentes phases de la marche et dans différentes situations (marche, pente, escaliers…). Si les différents modèles ont clairement leurs intérêts, les limites sont malheureusement aussi évidentes.

Les modèles de dynamiques inverses basés sur des mesures optoélectroniques permettent d'estimer le couple de résistance à la flexion d'un genou prothétique et de pouvoir le comparer à celui estimé sur les sujets sains. La confrontation aux mesures directes montre une erreur de l'ordre de 5N.m (Dumas, Cheze et al. 2009). Si cette erreur est acceptable en phase d'appui elle ne permet pas une précision suffisamment fine pour s'intéresser à la phase oscillante. L'utilisation de centrale inertielle offre cependant une alternative intéressante.

La modélisation mécanique du genou à partir d'essais sur composant isolé permet une mesure plus précise du comportement du genou en phase oscillante. Cependant elle n'est possible que sur des composants existants et modélisables. Le même type de caractérisation expérimentale a été réalisé sur des systèmes pneumatiques, mais ceux-ci sont difficilement modélisables.

Introduire des conditions aux limites mesurées expérimentalement avec un patient dans un modèle de « dynamique directe » permet de calculer la cinématique du genou. Il est alors très simple de modifier les réglages de celui-ci et d'obtenir une nouvelle cinématique. Par contre ce type de modèle ne prend pas en compte les modifications de contrôle effectuées par un sujet au niveau de la hanche.

Chapitre 5 : Evaluation expérimentale de pieds prothétiques.

L'analyse cinématique et dynamique de la marche permet l'évaluation de la marche d'un patient avec un ou plusieurs pieds. Cependant les résultats sont indissociables du patient utilisant le pied. Au contraire la caractérisation du pied prothétique isolé permet de comparer les pieds pour des conditions aux limites simplifiées mais reproductibles. Il existe dans la littérature différents tests mécaniques permettant d'évaluer les pieds prothétiques. La norme internationale ISO 10328 spécifie les essais permettant de vérifier la résistance à la rupture et à la fatigue des composants prothétiques. Les normes internationales ne définissent cependant pas de tests spécifiques caractérisant le niveau de fonctionnalité des composants prothétiques.

En revanche les commissions de remboursement des composants prothétiques ont mis en place au niveau national certaines règles. En France, le niveau de remboursement d'un composant prothétique est défini lors de son inscription sur la Liste des Produits et des Prestations Remboursables (L.P.P.R.). Certains composants répondent à des descriptions génériques communes à plusieurs composants prothétiques répondant aux mêmes fonctionnalités, d'autres composants au contraire sont inscrits avec leurs noms de marque. L'inscription sous nom de marque permet d'inscrire sur la LPPR des composants dont les fonctionnalités ne sont pas décrites par les lignes génériques. Ces fonctionnalités doivent alors être appuyées par des essais cliniques établissant l'apport d'un tel composant par rapport aux lignes génériques existantes.

Aujourd'hui, 28 pieds prothétiques sont inscrits sur la LPPR sous noms de marques, les difficultés liées à la mise en place d'essais cliniques pour chacun de ces pieds ont entraîné la mise en place d'essais mécaniques permettant la classification de ces pieds prothétiques en fonction de leurs spécificités techniques.

Ces essais ne conditionnent donc que l'inscription sur la LPPR des pieds en vue de leur remboursement en France. Aux Etats-Unis, le L-code (équivalent de la LPPR aux Etats-Unis) défini également des spécifications techniques.

1. Synthèse bibliographique

L'objectif de cette synthèse bibliographique est de mettre en évidence les paramètres mécaniques caractérisant les fonctionnalités des pieds prothétiques à partir d'essais expérimentaux pouvant être réalisés sur pied prothétique isolé.

1.1. Mobilité

La mobilité en flexion-extension de la cheville a été évaluée par différents auteurs à partir de protocoles d'analyse de la marche. Cependant nous n'avons pas trouvé dans la littérature d'essais mécaniques sur pied isolé permettant de mesurer la mobilité des pieds prothétiques en flexion extension. Le Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (CERAH) a récemment proposé un test permettant de mesurer cette mobilité.

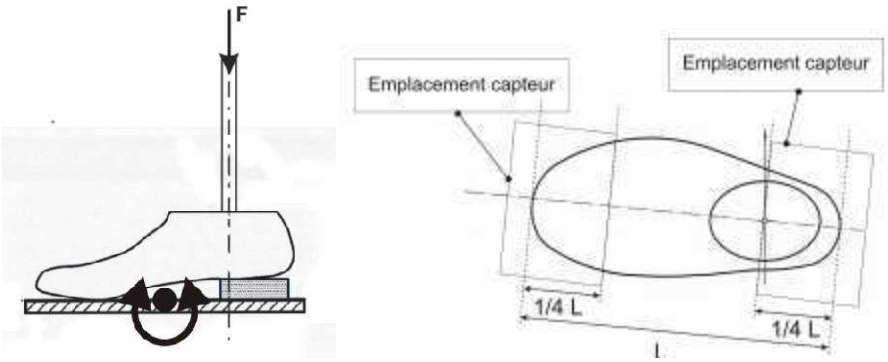


Figure 55 : Protocole de mesure de l'amplitude sagittale proposée par le CERAH

Le pied est chargé avec un poids équivalent au poids du patient. Celui-ci repose sur un plateau inclinable. Un capteur de pression est placé sous le quart antérieur du pied. Le plateau est progressivement incliné jusqu'à ce qu'il n'y ait plus de pression mesurée sur le capteur (l'avant pied décolle). L'angle atteint par le plateau correspond à l'angle de planti-flexion de la cheville. Le même principe est utilisé pour évaluer la mobilité en dorsi-flexion et la mobilité dans le plan sagittal. Un test similaire est également en cours de mise en place pour l'inscription des pieds au L-code .

1.2. Raideur, hystérésis et bilan énergétique en compression

Différents auteurs se sont intéressés à la caractérisation de la raideur et de l'hystérésis des pieds prothétiques. Le pied est monté sur une machine de test conventionnelle. Le fut tibial est incliné par rapport à l'axe de chargement permettant de simuler l'appui sur le talon et sur l'avant pied (Lehmann, Price et al. 1993). La courbe effort déplacement peut ainsi être obtenue pour le chargement et le déchargement du pied permettant de calculer une raideur linéaire et une hystérésis. Van Jaarsveld a relevé ces informations pour tous les angles compris entre -30° et 35° par pas de un degré pour 9 pieds prothétiques différents (van Jaarsveld, Grootenboer et al. 1990). Les courbes de chargement et de déchargement peuvent également permettre de calculer l'énergie emmagasinée lors du chargement et restituée lors du déchargement (Postema, Hermens et al. 1997), (Geil, Parnianpour et al. 2000; Geil 2001).

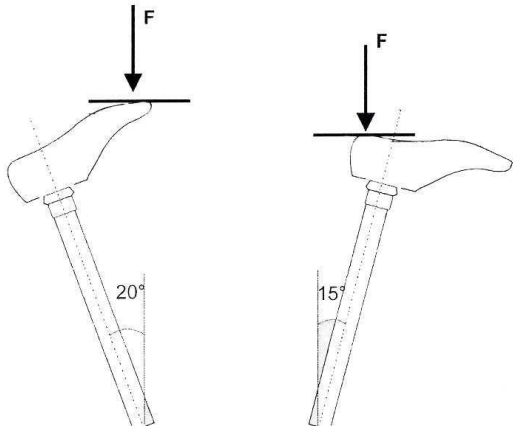


Figure 56 : Chargement du pied prothétique pour différentes angulations du tibia prothétique

Cette évaluation permet d'estimer l'énergie emmagasinée par le pied lors de l'appui sur le talon et l'énergie restituée lors de l'appui sur l'avant pied. Par contre ce type de test ne permet pas de caractériser le déroulé du pas lors de l'appui unipodal.

1.3. Raideur en flexion extension de la cheville

Les systèmes d'analyse du mouvement permettent l'obtention de l'angle de flexion extension de la cheville ainsi que le couple sagittal à la cheville. Ce couple articulaire résulte de l'action des muscles, des ligaments et des efforts de contact à l'articulation de la cheville.

Différents auteurs se sont intéressés à l'évolution de la courbe couple-angle de la cheville au cours de la phase d'appui. La pente de cette courbe correspondant à une raideur équivalente en flexion extension de la cheville (Gabriel, Abrantes et al. 2008).

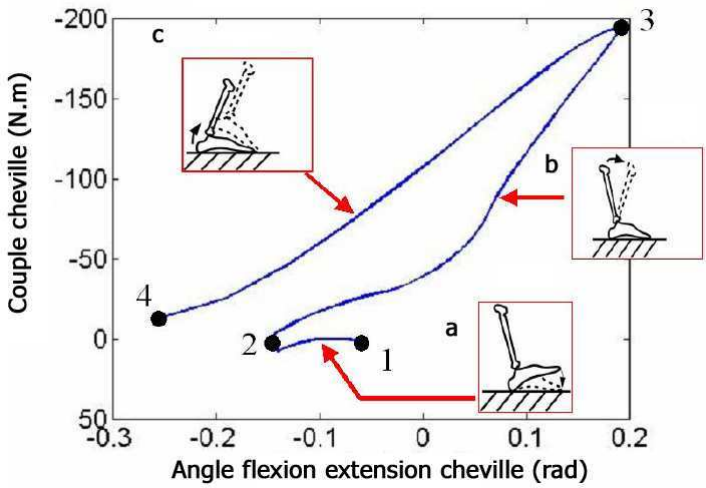


Figure 57 : Exemple de courbe couple-angle de la cheville dans le plan sagittal (Modifié d'après (Au, Herr et al. 2006)

Palmer (Palmer 2002) a notamment montré que la cheville pouvait être modélisée comme un ressort de torsion, linéaire en planti-flexion et non linéaire en dorsi-flexion lors de l'appui unipodal. D'après Au (Au, Dilworth et al. 2006), l'énergie emmagasinée dans le ressort lors de la dorsi flexion est inférieure à l'énergie produite lors de la phase de propulsion même pour les vitesses de marche normales. Au contraire, Hansen (Hansen, Childress et al. 2004) en effectuant le même type d'analogie conclut qu'un apport d'énergie en plus de l'énergie élastique emmagasinée n'est nécessaire que pour les vitesses de marche rapide.

Cette caractérisation a été adaptée par Gates (Gates, Lelas et al. 2004) dans les escaliers.

1.4. Déroulé du pas sur le sol : « Roll Over Shape »

La trajectoire du centre de pression mesurée à partir de plateformes de forces a fait l'objet de l'attention de nombreux auteurs.

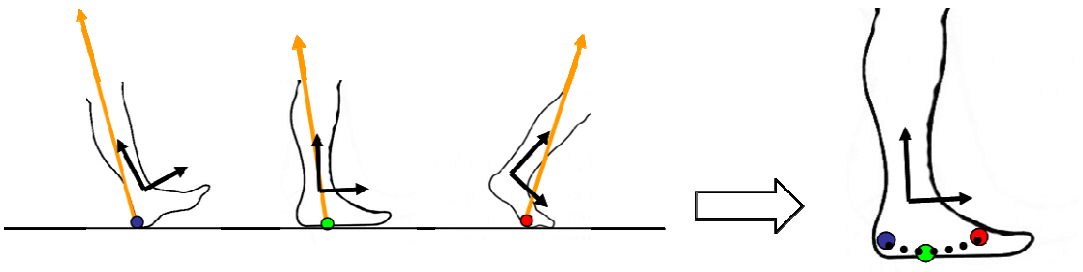


Figure 58 : Trajectoire du centre de pression dans un repère lié au tibia

Hansen (Hansen 2005) a proposé de calculer la trajectoire du centre de pression dans un repère lié au membre inférieur notamment dans un repère lié au tibia. La trajectoire peut-être obtenue en trois dimensions, cependant cet auteur s'est particulièrement intéressé à la trajectoire dans le plan sagittal qui caractérise la manière dont le pied roule sur le sol « Roll Over Shape ».

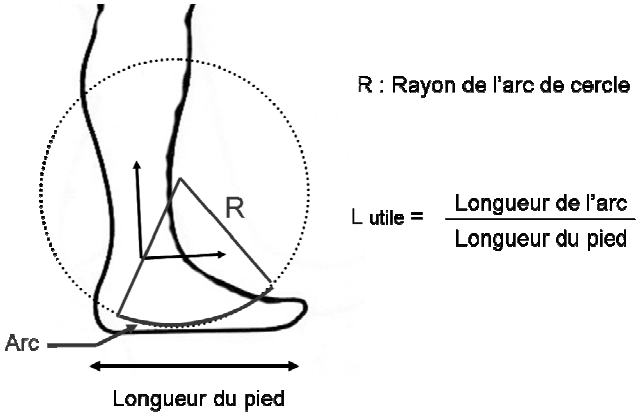


Figure 59 : Paramètres calculés sur la trajectoire du centre de pression dans un repère lié au tibia

Hansen (Hansen, Childress et al. 2000) a montré que cette trajectoire représentait au cours de l'appui unipodal une portion d'arc de cercle qu'il a caractérisé à partir de plusieurs paramètres : la position du centre, le rayon et le rapport entre la longueur de l'arc et la longueur du pied. Il a alors mis en place un test expérimental permettant de mesurer ces paramètres sur pied isolé.

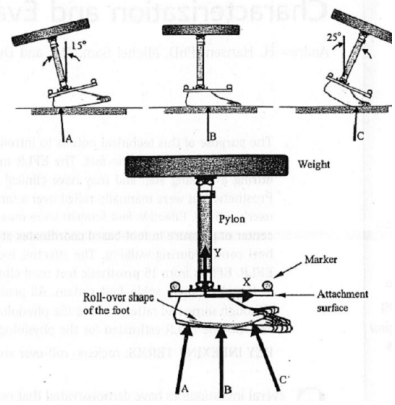


Figure 60 : Test sur pied isolé mis en place par Hansen d'après (Hansen, Childress et al. 2000)

Au cours de ce test un poids de 40 kg est appliqué sur le fut tibial, un effort supplémentaire est appliqué par l'utilisateur afin de reproduire des efforts proches de ceux appliqués sur le pied lors de la marche. Un repère tibial est suivi à partir d'un système optoélectronique et le centre de pression est mesuré à partir d'une plateforme de force. Ce test lui a notamment permis de classer les pieds prothétiques en fonction de leur « longueur utile » c'est-à-dire du rapport entre la longueur de l'arc parcouru par le centre de pression et la longueur totale du pied.

Le rayon de cette trajectoire est également un paramètre important car il conditionne non seulement la trajectoire du centre de gravité du corps mais également l'orientation du vecteur vitesse du centre de gravité à la fin de l'appui unipodal. L'effet de ce rayon a d'abord été évalué sur des robots bipèdes passifs par MacGeer (McGeer 1990).

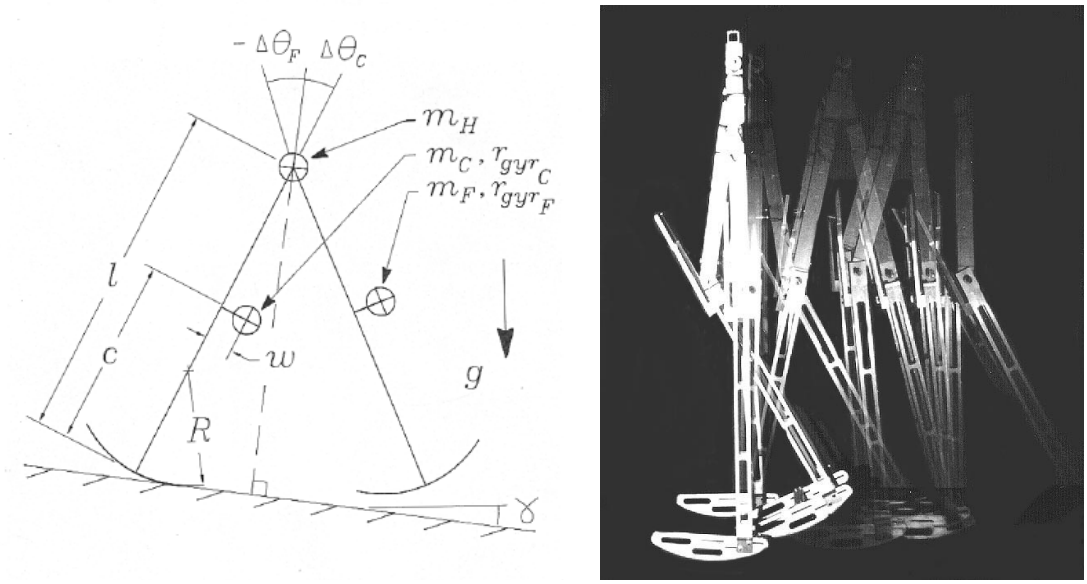


Figure 61 :"Passive dynamic walkers" (McGeer 1990).

Ces robots ont été modélisés afin d'adapter les paramètres géométriques et inertiels permettant de produire une marche bipède. La jambe en appui est un pendule inversé roulant sur un arc de cercle de rayon R et la jambe oscillante est un pendule simple ou double (le genou ne permet alors que de la flexion). La transition entre les deux pendules inversés est considérée comme un choc totalement inélastique. Une énergie doit alors être apportée au système pour compenser l'énergie perdue lors du contact du talon. Ces robots peuvent donc descendre une légère pente, l'énergie potentielle permettant de compenser l'énergie perdue à chaque double appui. Ces modèles mettent en évidence que plus le rayon du pied sera important moins il faudra d'énergie pour réorienter le vecteur vitesse du centre de gravité au cours du double appui. Ce rayon est cependant limité par la taille du pied afin de permettre à la jambe oscillante de ne pas buter sur le sol.

Adamczyk a testé l'influence du rayon sur les efforts appliqués sur le sol et sur la consommation énergétique en immobilisant le pied et la cheville de sujets sains et en leur imposant un rayon par l'intermédiaire d'une botte de marche montée sur une portion d'arc de cercle (Adamczyk, Collins et al. 2006).

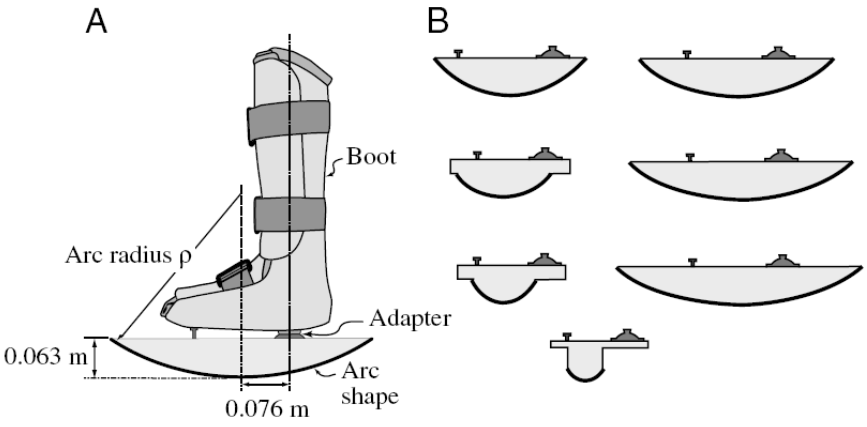


Figure 62 : Botte de marche montée sur une portion d'arc de cercle (Adamczyk, Collins et al. 2006).

Il a observé qu'augmenter le rayon de la semelle diminue la composante verticale de l'effort appliqué sur le sol (à vitesse de marche égale) mais que la consommation énergétique présente un minimum pour un rayon de l'ordre de 0.3 fois la longueur de la jambe. Cette valeur est du même ordre de grandeur que celle mesurée par Hansen pour la marche de sujets sains à vitesse de confort (Hansen, Childress et al. 2004).

Très récemment, Curtze a quantifié le rayon obtenu avec différents pieds prothétiques à partir d'un banc d'essai très proche de celui mis en place initialement par Hansen (Curtze, Hof et al. 2009).

1.5. Conclusion de la synthèse bibliographique

La figure suivante présente l'évolution de la composante verticale de l'effort exercé sur le pied et la position angulaire du tibia par rapport à la verticale au cours de la phase d'appui.

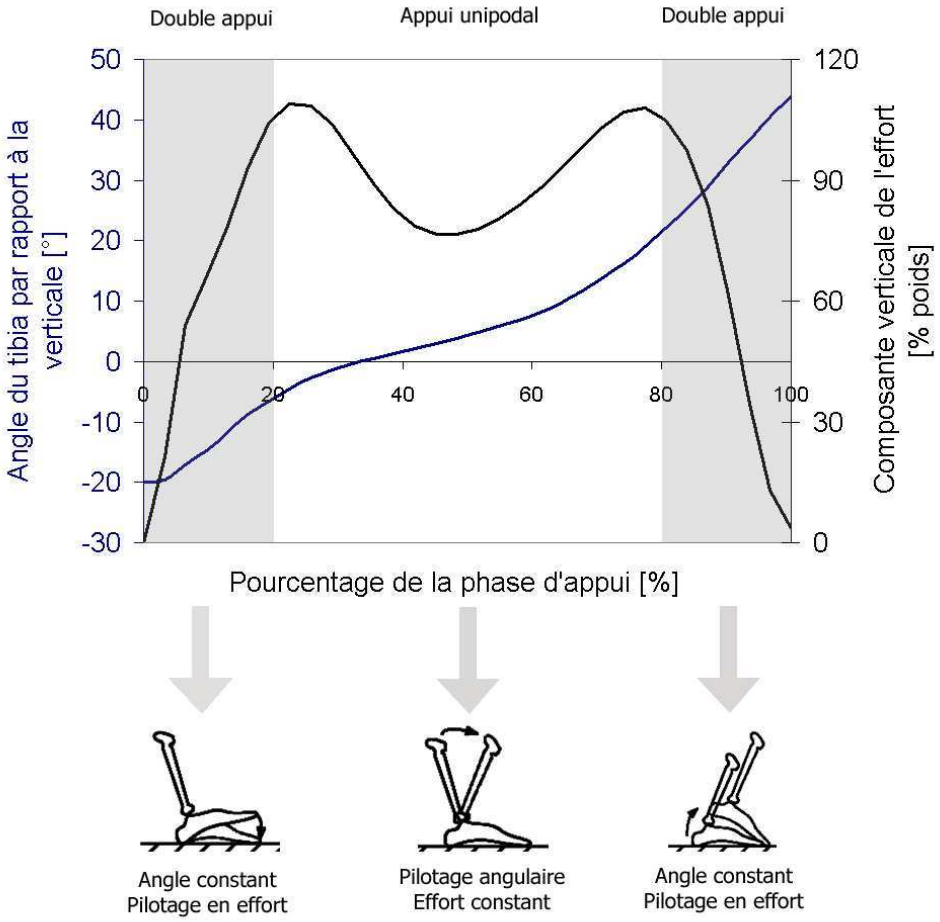


Figure 63 : Evolution de la composante verticale de l'effort appliqué sur le pied et de la position angulaire du tibia par rapport à la verticale au cours de la phase d'appui.

Les 3 schémas représentent les essais actuellement réalisés pour caractériser les différentes phases de l'appui.

Reproduire le déplacement angulaire et la composante verticale de l'effort nécessiterait la mise en place d'un banc d'essai expérimental complexe. Ces conditions aux limites ont donc été simplifiées (Figure 63). Pour les phases de double appui, les pieds prothétiques à restitution d'énergie sont testés au CERAH de manière systématique. Ce test est réalisé sur machine conventionnelle de type INSTRON®. L'angle du tibia est fixé à -15° et 20°. Le chargement et le déchargement du pied est alors piloté en effort. Cet essai permet notamment de calculer l'énergie emmagasinée lors de l'appui sur le talon et restituée lors de l'appui sur l'avant pied.

Le test proposé par Hansen (Hansen, Childress et al. 2000) est donc très complémentaire des essais sur appui talon et appui avant pied car il caractérise le comportement du pied au cours de la phase d'appui unipodal en imposant une charge constante et en pilotant la position angulaire du tibia.

En plus des paramètres mesurés par Hansen, nous avons souhaité adapter cet essai afin d'évaluer la mobilité et la raideur en flexion équivalente de la cheville en utilisant des systèmes de mesures plus simples et moins onéreux qu'un système optoélectronique et une plateforme de force.

2. Matériel et Méthodes

2.1. Banc d'essai

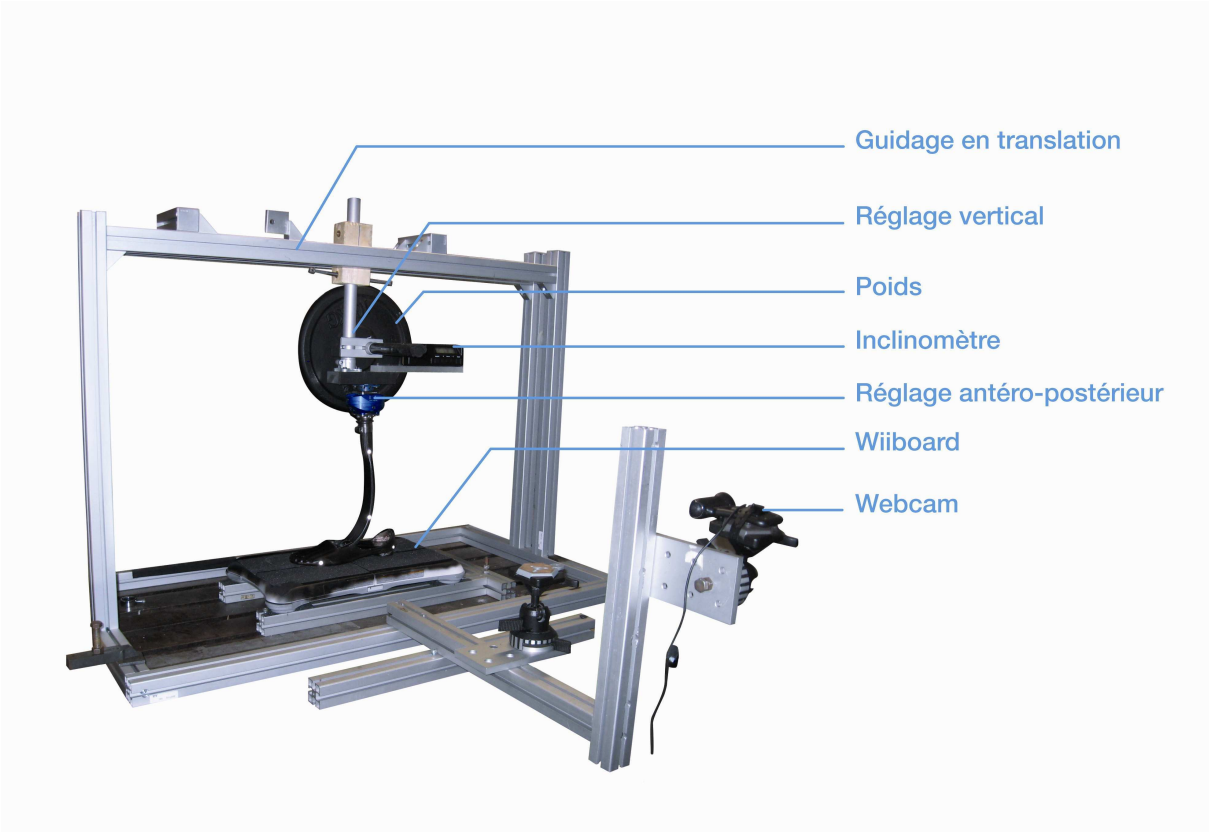


Figure 64 : Banc d'essai mis en place

Le pied est monté sur un pilon. Des masses sont appliquées sur ce pilon à une hauteur de 500 mm du sol. L'ensemble est posé sur une Wii balance board ® (Nintendo) et guidé dans le plan sagittal. Des butées permettent de fixer l'angle du pilon par rapport à la verticale afin de balayer différentes positions comprises entre -15 et 20°.

2.2. Wii Balance Board

Hansen et Crutze ont utilisé des plateformes de forces afin de mesurer la position du centre de pression. Pour des raisons évidentes de coût, nous nous sommes intéressés à la WII Balance Board de Nintendo®. Comme pour une plateforme de stabilométrie, cette plateforme est constituée de capteurs de forces uni-axiaux aux 4 coins de la plateforme. Ils permettent de déterminer la composante verticale de l'effort appliqué sur la plateforme ainsi que la position du centre de

pression pour une fréquence de 60Hz. Les signaux sont émis sans fil par bluetooth et peuvent donc être lus en temps réel sur Matlab ®.

2.3. Webcam

Les conditions aux limites imposées par le test sont planes. Les déplacements que l'on souhaite mesurer restent dans le plan également. Le suivi des déplacements a été réalisé à partir d'une Webcam offrant une résolution de 2 méga pixels. Cette solution a été préférée à un appareil photo (pouvant présenter une résolution plus importante) car les images peuvent ainsi être directement récupérées sous Matlab®, permettant donc une synchronisation avec la plateforme.

2.4. Calibrage DLT

L'image obtenue à partir de la Webcam est calibrée à partir d'un algorithme DLT. Un outil de calibrage comprenant 6 marqueurs facilement identifiables a donc été réalisé afin de pouvoir aligner et centrer le repère de la Wii Balance Board avec le repère 3D obtenu à partir du DLT.

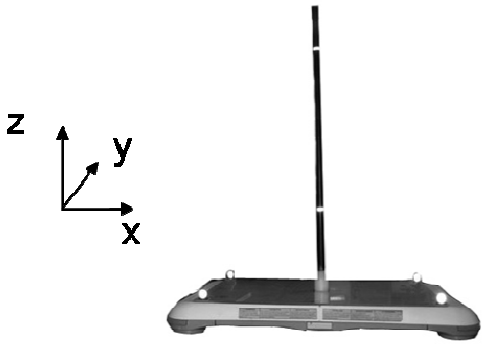


Figure 65 : Outil de calibrage DLT

2.5. Traitement

Cinq mires réfléchissantes sont placées sur le pied et le système de chargement. Deux mires permettent d'identifier le centre des masses. Lorsque le fut tibial est à la verticale, ce centre se trouve à une hauteur de 50cm au dessus du sol quelque soit le pied testé grâce à un dispositif de réglage mécanique. Une mire est placée au niveau de la cheville. La position de cette mire correspond à la position de l'articulation de cheville pour le pied articulé qui a été testé. Cette position a été repérée dans la mesure du possible sur les autres pieds. Cette mire et le centre des

masses permettent de définir l'axe du tibia. L'axe du pied est repéré par deux autres mires placées à l'avant et à l'arrière du pied. La position de chacune de ces mires selon l'axe Y (Figure 64) du repère 3D est mesuré au début de l'essai et est supposée constante tout au long de celui-ci.

L'angle du tibia est ensuite déplacé de -15 à +20° par pas de 5°. Ces pas sont mesurés à partir d'un inclinomètre lié au fut tibial. Pour chacun des pas, une image et 50 mesures de la balance sont enregistrées.

Après identification sur la première image, la trajectoire 2D des mires est identifiée automatiquement sur chacune des images. La position dans le repère image et la position selon l'axe Y, permettent ensuite de calculer la trajectoire de chacune des mires dans le plan Y=0.

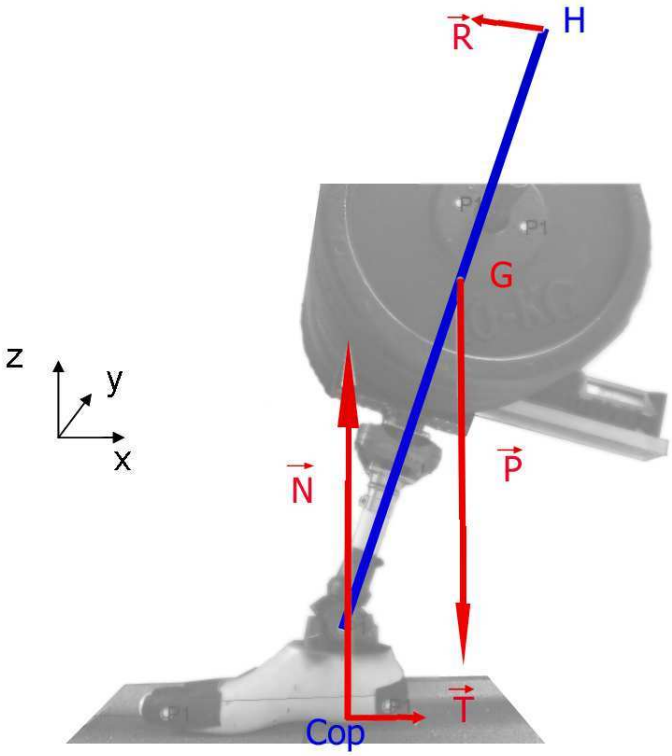


Figure 66 : Equilibre du système

Le poids P de l'ensemble du système est connu. La composante normale de réaction du sol N et le centre de pression Cop sont mesurés par la Wii balance board. Les points G et H sont déterminés dans le plan Y=0 par la webcam. La butée permettant de maintenir l'angle du tibia par rapport à la verticale au cours de l'acquisition statique ne transmet qu'une force de réaction R mais pas de couple. On peut alors calculer la composante tangentielle de l'effort de réaction du sol T et R en écrivant l'équilibre du système.

$$\vec{P} + \vec{R} + \vec{N} + \vec{T} = \vec{0}$$
$$\overrightarrow{C_{op}G} \wedge \vec{P} + \overrightarrow{C_{op}H} \wedge \vec{R} = \vec{0}$$

En notant les trois inconnues Rx, Rz les deux composantes de l'effort de réaction sur la butée et T la composante tangentielle de l'effort de réaction sur le sol on obtient :

$$\begin{cases} Rz = P - N \\ Rx = \dfrac{P(X_G - X_{cop}) - (P - N)(X_H - X_{cop})}{Z_H} \\ T = -Rx \end{cases}$$

Dans ce plan trois paramètres principaux sont calculés :

- La variation angulaire de la cheville en fonction de l'évolution de l'angle du fut tibial par rapport à la verticale.
- Le couple externe de flexion-extension exprimé au centre de la cheville. Ce couple de flexion est représenté en fonction de l'angle de flexion extension de la cheville. Il permet donc d'évaluer la raideur de flexion extension de la cheville.
- Enfin, la trajectoire du centre de pression est calculée dans le repère lié au fut tibial. Ce repère est défini par l'axe du fut tibial et son centre est placé au centre de la cheville. Cette trajectoire permet de calculer l'ensemble des paramètres relatifs au « Roll Over Shape ».

Figure 67 : Positionnement des mires pour le suivi 2D

2.6. Pieds testés

Les résultats présentés dans ce mémoire concernent 3 pieds prothétiques aux conceptions très différentes (Cf Chapitre 1).

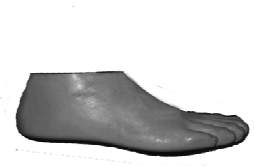
Pied SACH	Pied Articulé	Pied à Lames
		

Figure 68 : Pieds testés expérimentalement

2.7. Evaluation des sources d'incertitudes

- Wii Balance Board

La précision sur la détermination du centre de pression a été évaluée en appliquant un effort de 300N localisé en 1 point. Le point d'application de l'effort a été déplacé à l'aide de verniers sur une fraiseuse. La précision sur le positionnement de ce point d'application est estimée à +/-0.1 mm.

Pour chaque position, 50 points ont été acquis par la Wii Balance Board. La moyenne de ces 50 acquisitions est comparée à celle imposée par les verniers. La figure suivante présente la distance entre la position du point mesurée et la position du point d'application.

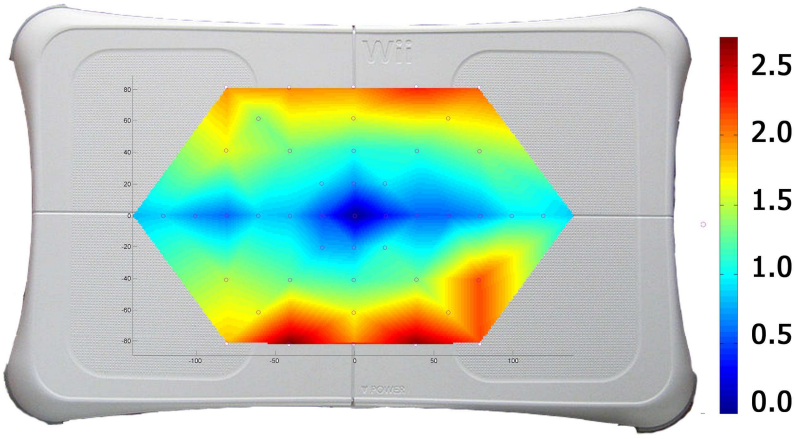


Figure 69 : Cartographie des distances en mm entre le point d'application d'un effort et le centre de pression mesuré par la Wii Balance Board ®

La différence maximale n'excède pas 2.5 mm. Celle-ci est inférieure à 1.5 mm sur la surface comprise pour X [-140 : 140] mm et Y [-50 : 50] mm qui correspond à la surface de mesure du banc d'essai.

La précision sur la valeur de l'effort a été évaluée sur machine de test INSTRON (capteur de classe 1). Trois séries d'efforts compris entre 200 et 900 N ont été appliquées par pas de 50N. Sur l'ensemble des mesures, la valeur maximale de l'écart entre la valeur mesurée par la Wii Balance Board et le capteur de la machine INSTRON est de 0.85 N.

- Déplacements dans le plan Y=0

La mesure des déplacements des mires dans le plan Y=0 a été évaluée en imposant un déplacement de 100 mm par pas de 10 mm à un ensemble de 3 mires liée sur une table micrométrique. Cette évaluation a été effectuée en trois positions du volume de mesures. L'ensemble des mesures a été effectué avec le même calibrage.

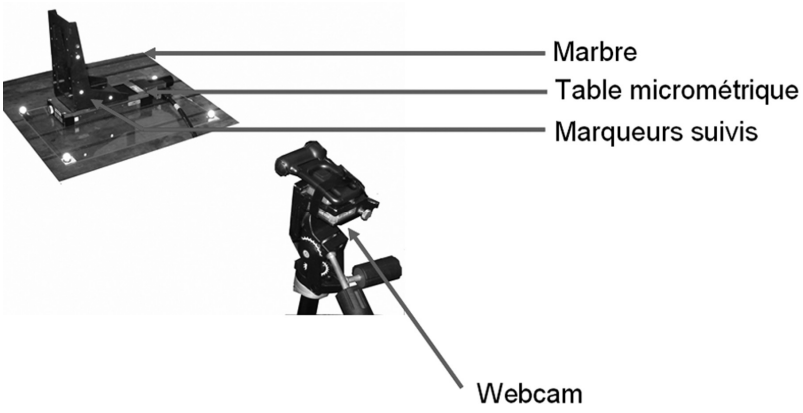


Figure 70 : Evaluation du suivi des mires

Pour l'ensemble des trois séries de mesures (90 mesurages), l'erreur systématique est de 0.3mm et la dispersion statistique est de 0.33mm.

- Influence du calibrage

L'identification des mires de l'outil de calibrage est effectuée à la main. Cette opération a été répétée 10 fois, et le même essai a été traité avec chacun des calibrages afin d'évaluer l'influence de cette opération.

- Influence de la mesure selon l'axe Y

La mesure de la position selon l'axe Y des mires à été grossièrement estimée à +/- 0.25mm
L'impact de ces sources d'incertitudes a été évalué sur l'ensemble des paramètres calculés.

3. Résultats

3.1. Influence des différentes sources d'incertitudes

Le même essai a été traité en bruitant successivement les mesures avec les différentes sources d'incertitudes identifiées précédemment. Les effets sur les paramètres calculés ont ainsi pu être déterminés pour le pied prothétique dont les résultats figurent dans le tableau ci-dessous.

	k_dorsi Nm/kg	dorsi flexion (°)	Rayon %LL	X centre (mm)	EFLR
Valeur paramètre	0.075	10.7	0.28	23.4	0.60

L'écart type et le pourcentage que celui-ci représente par rapport à la valeur du paramètre est présenté dans le tableau ci-dessous.

Tableau 21 : Effets des différentes sources d'incertitudes

	k_dorsi Nm/kg	**dorsi flexion (°)**	**Rayon %LL**	**X centre (mm)**	**EFLR**
Effet Calibrage					
Ecart type	0.00007	0.03	0.0005	0.13	0.0004
%erreur	0.1	0.3	0.2	0.6	0.1
Effet Coordonnée Y					
Ecart type	0.00018	0.11	0.0003	0.05	0.0009
% erreur	0.2	1.1	0.1	0.2	0.1
Effet Suivit 2D					
Ecart type	0.00070	0.10	0.0053	0.84	0.0013
% erreur	0.9	1.0	1.9	3.6	0.2
Effet Wii Balance Board					
Ecart type	0.00004		0.0014	0.08	0.0002
% erreur	0.3		0.5	0.4	<0.1
Incertitude combinée					
Valeur	**<0.002**	**0.4**	**0.02**	**<2**	**<0.005**
% erreur	**2.0**	**4.0**	**4.0**	**7.3**	**0.5**

L'incertitude globale est de 0.4° sur les angles et 2% sur la raideur en flexion.

Concernant les paramètres décrivant le « roll over shape », l'incertitude sur la position du centre du cercle est inférieure à 2mm, si la longueur utile du pied (EFLR) est peu bruitée (0.5%), la détermination du rayon se fait avec une incertitude de 4%.

3.2. Comparaison de pieds prothétiques

3.2.1. Flexion extension de la cheville en fonction de l'angle du tibia/verticale.

Le graphique suivant présente l'angle de flexion extension de la cheville en fonction de l'angle de progression du tibia par rapport à la verticale.

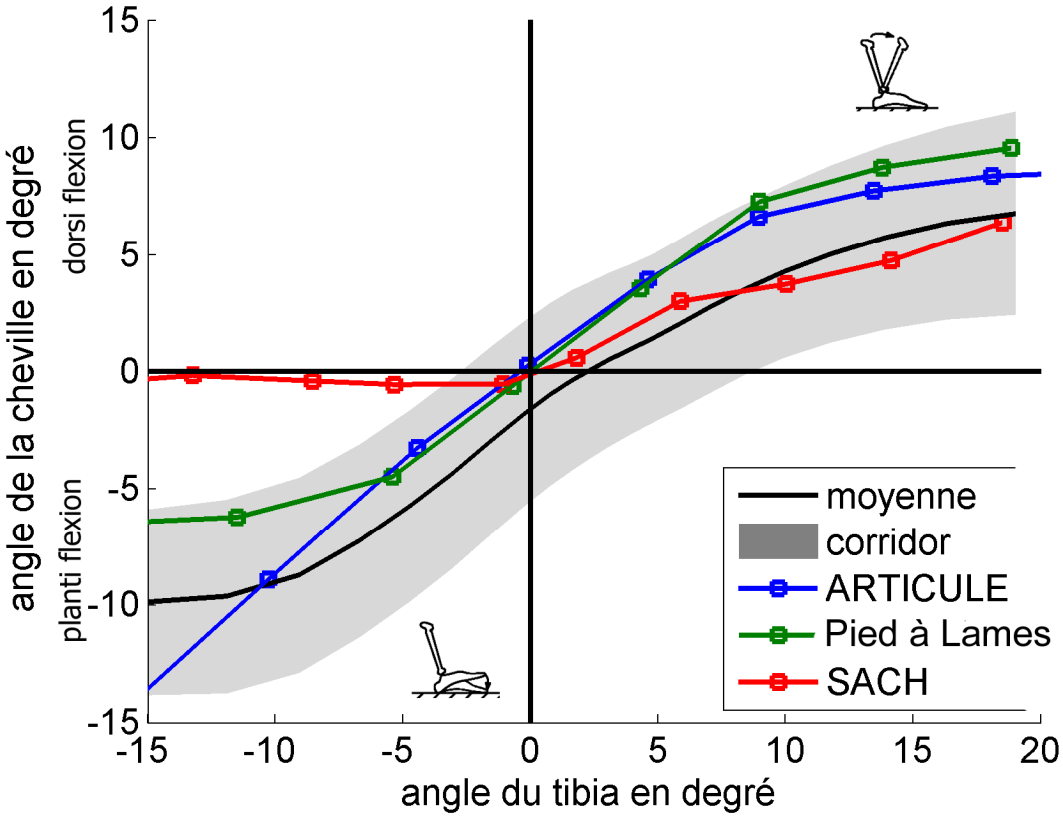


Figure 71 : Planti flexion et dorsiflexion de la cheville en fonction de l'angle du tibia/verticale

La courbe noire et l'aire grise représentent la moyenne et le corridor (+/- 1 écart type) obtenu lors du traitement de la base de données de sujets sains. Les angles de planti-flexion pour une inclinaison du tibia de -15° et de dorsi-flexion pour une inclinaison du tibia de 20° sont donnés dans le tableau suivant.

Tableau 22 : Mobilités sagittale pour différents pieds prothétiques

pieds	planti flexion (°)	dorsi flexion (°)
ARTICULE	-13.8	8.4
Pied à Lames	-6.4	9.4
SACH	-0.2	6.2
Moyenne sujets sains	-10	6.5

Les amplitudes angulaires présentées sont en accord avec les conceptions très différentes des pieds prothétiques testés. Le pied SACH ne présente pas de planti-flexion, et une dorsi-flexion équivalente de 6°. Le pied articulé présente la planti-flexion la plus importante. Le pied à lames présente la dorsi-flexion la plus importante.

La zone où l'angle de la cheville est égal à l'angle du tibia par rapport à la verticale correspond à la plage d'évolution du tibia pour laquelle le pied est à plat sur le sol. Cette plage est quasiment inexistante pour le pied SACH. Le pied articulé se met à plat dès le début de l'essai, le talon décolle lorsque l'angle du tibia excède 5°. Le pied à lames est à plat lorsque le tibia atteint -5° et décolle aux alentours de 10°.

3.2.2. Courbe couple-angle de la cheville dans le plan sagittal

Le graphique suivant présente le couple de cheville en fonction de l'angle de flexion extension de la cheville pour un angle du tibia par rapport à la verticale compris entre -15 et 20° (appui unipodal). La raideur de flexion correspond à la pente de cette courbe. Deux raideurs peuvent être calculées : la raideur de planti-flexion (angle cheville <0) et la raideur de dorsi-flexion (angle cheville >0).

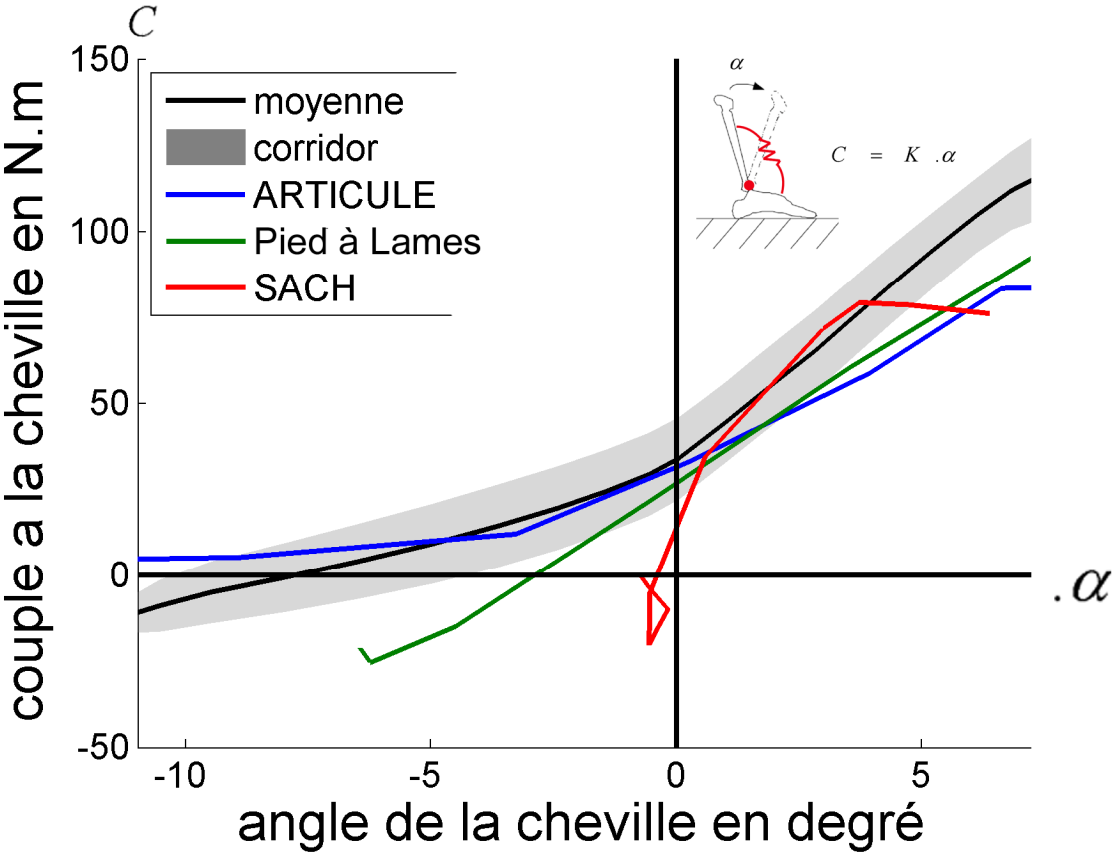


Figure 72 : Courbe couple-angle de la cheville dans le plan sagital

Le tableau suivant présente les valeurs de raideurs obtenues pour les trois pieds prothétiques en planti-flexion et en dorsi-flexion.

Tableau 23 : Raideurs en flexion extension pour différents pieds prothétiques

pieds	k_planti Nm/°/kg	k_dorsi Nm/°/kg
ARTICULE	0.02	0.10
Pied à Lames	0.11	0.11
SACH	Inf	0.24

Ces raideurs sont ajustables pour le pied articulé en fonction des butées choisies. La raideur de dorsi-flexion est plus faible que celle mesurée chez les sujets sains. Le pied se met donc à plat plus

rapidement. Cette mise à plat est sécurisante pour le patient mais cette mise à plat précoce à tendance à verrouiller le genou en extension au cours de la phase d'appui.

Pour le pied à lames, la raideur est la même que ce soit en planti-flexion ou en dorsi-flexion. Par rapport à la raideur moyenne observée chez les sujets sains, celle-ci est donc plus importante en planti-flexion et moins importante en dorsi-flexion.

3.2.3. Paramètres relatifs au Roll Over Shape

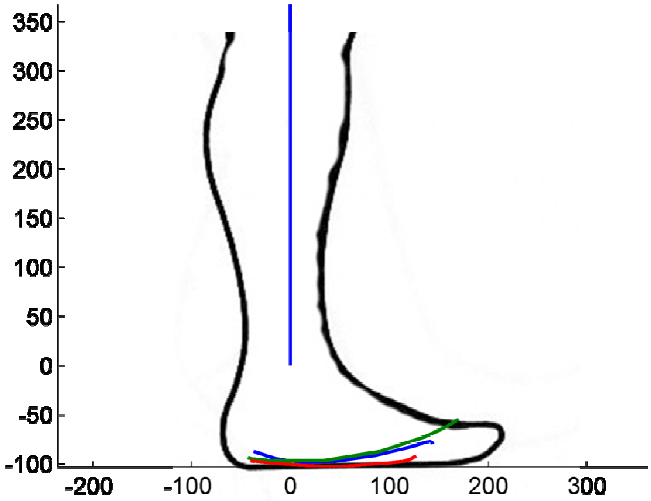


Figure 73 : Trajectoire du centre de pression dans un repère lié au tibia

La trajectoire du centre de pression dans le repère lié au tibia peut être décrite à partir d'un arc de cercle. Le rayon du cercle, la position antéro postérieure du centre et la longueur de l'arc peuvent être déterminés. La longueur de l'arc est normalisée en fonction de la longueur du pied (27 cm).

Tableau 24 : Paramètres du "Roll Over Shape" pour différents pieds prothétiques

pieds	Rayon (m)	Position antéro postérieure du centre (m)	Longueur de l'arc/longueur pied
ARTICULE	0.30	0.03	0.69
Pied à lames	0.33	0.01	0.82
SACH	0.44	0.04	0.63

Ces résultats soulignent les différences entre les différents pieds prothétiques. Le rayon du « Roll Over Shape » est de l'ordre de 0.3 m pour le pied articulé et le pied à lames. Ce qui correspond au valeurs obtenues pour la marche de sujets asymptomatiques (Adamczyk, Collins et al. 2006)

contrairement au pied SACH (Rayon 0.44m). Le pied à lames et le pied articulé se différencient au niveau de leur longueur utile, c'est-à-dire le rapport entre la longueur de l'arc et la longueur du pied. Celle-ci est en effet plus faible pour le pied articulé (0.69) que pour le pied à lames (0.82) qui se rapproche de la valeur mesurée chez les sujets asymptomatiques (0.81) par Hansen (Hansen, Childress et al. 2000)

3.3. Influence de l'alignement antéro postérieur

L'influence de l'alignement a été évaluée en modifiant la position antéro postérieure du pied par rapport au système de chargement. Les positions présentées ci-dessous correspondent à la position d'équilibre du système servant de position de référence pour chacun des alignements. Le pied est lié au fut tibial par l'intermédiaire d'un système pyramidal permettant le réglage de la position angulaire du pied par rapport au tibia. Un dispositif d'alignement antéro postérieur est également inséré entre le fut tibial et le système de chargement.

Le même pied a été évalué en alignant le dispositif de chargement avec la pyramide, 15 mm en avant (alignement préconisé par le fabricant) et 30mm en avant.

Décalage antérieur des poids par rapport à la pyramide (mm)	0	15	30
Position de référence			

Figure 74 : Position de référence pour les différents alignements

La figure suivante représente la courbe couple angle de la cheville obtenue pour les différents alignements.

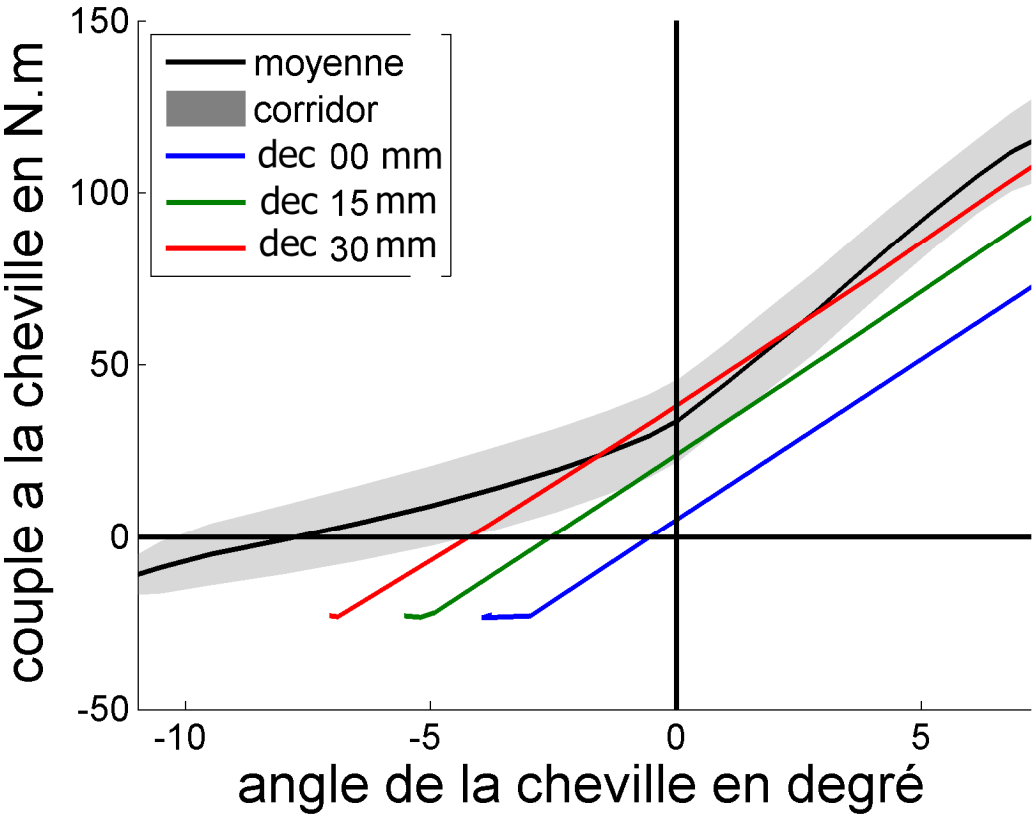


Figure 75 Courbe Couple-Angle de la cheville dans le plan sagital pour 3 alignements (Décalage antérieur des poids par rapport à la pyramide de 0, 15 et 30 mm)

On observe bien un décalage entre les courbes, mais la pente représentant la raideur en flexion extension est indépendante de l'alignement.

La courbe suivante représente le couple au genou (point d'application du système de chargement) en fonction de l'angle du tibia.

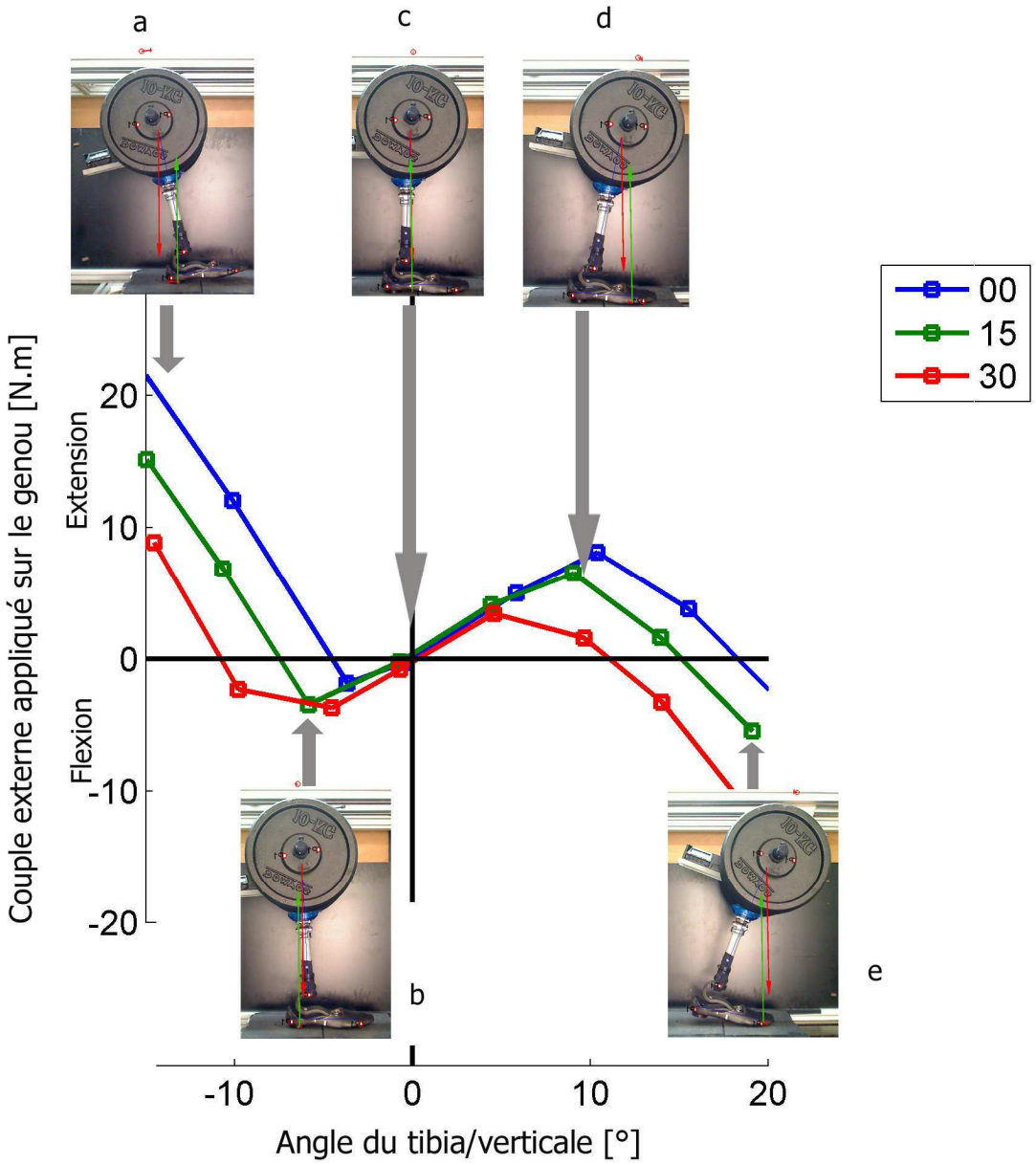


Figure 76 : Couple au genou au cours de l'essai expérimental pour pour 3 alignements (Décalage antérieur des poids par rapport à la pyramide de 0, 15 et 30 mm)

Cette courbe présente des décalages en accord avec l'alignement et avec l'effort nécessaire au déplacement du tibia de -15 à 20°. Ce couple dépend principalement des conditions aux limites imposées par le banc d'essai et il est difficile d'interpréter ces résultats en terme de ressenti patient. Malgré tout, pour un amputé fémoral, le décalage du pied vers l'avant de la ligne de charge impose un couple plus important en extension au début et à la fin de l'appui unipodal (a et d). A l'inverse le décalage en arrière du pied provoque une augmentation du couple de flexion (b). Le décalage en arrière va également entraîner un changement de signe du couple entre (d) et (e) plus précoce. Ce

changement de signe déclenche la flexion du genou et donc la phase oscillante. Un déclenchement précoce peut donner au patient la sensation de tomber en avant.

4. Système d'alignement

L'alignement des composants prothétiques est effectué par les orthoprothésistes en fonction des consignes d'utilisation fournies par les fabricants, leur propre expérience et le ressenti du patient. Celui-ci est traditionnellement réalisé en référence à des marqueurs anatomiques. La position des composants et des articulations du membre résiduel par rapport à la réaction du sol peut guider l'orthoprothésiste dans le réglage de la prothèse (Blumentritt 1997). Les outils mis en place pour ce banc d'essai ont donc été adaptés afin de permettre une visualisation en temps réel de la réaction du sol sur l'image du patient via la webcam. En plus de cette visualisation, la quantification et l'enregistrement de la posture du patient et de l'alignement de sa prothèse pourraient apporter une aide au suivi du patient.

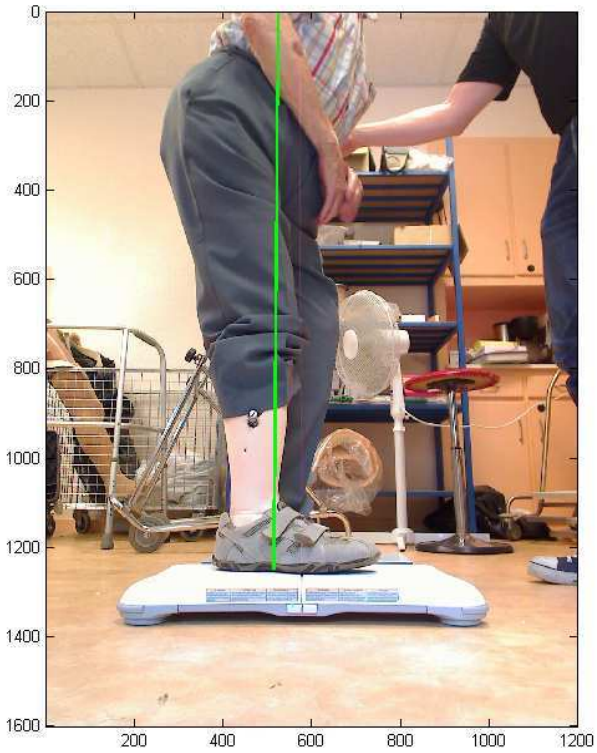


Figure 77 : Système d'alignement (Coll F. Djan)

5. Discussion-Conclusion

L'objectif de cette partie était de mettre en place un banc d'essai spécifique permettant de quantifier sur les pieds prothétiques différents paramètres mécaniques. Ces paramètres sont pour la plupart issus d'études d'analyse du mouvement (mobilité, raideur, « Roll Over Shape »). Les conditions aux limites relatives à la phase d'appui unipodal ont été simplifiées pour être reproductibles, ce qui permet de tester les pieds indépendamment de l'adaptation du patient à sa prothèse.
Pour des raisons évidentes de coût, la Wii Balance Board ® de Nintendo a été associée à un suivi 2D à partir d'une Webcam. Si la Wii Balance Board ® ne permet pas la mesure complète du torseur de réaction au sol, les incertitudes que nous avons pu évaluer sur le centre de pression sont du même ordre de grandeur que celles obtenues par Middleton (Middleton, Sinclair et al. 1999) avec une plateforme de force. Le test mis en place étant en statique et en 2D, le torseur complet exercé par le sol sur le pied a été calculé.
La mesure des paramètres angulaires 2D à partir de la Webcam entraîne une incertitude de 0.4° ce qui correspond à 4% des amplitudes angulaires mesurées dans ce travail.

Les valeurs des différents paramètres donnés dans ce chapitre à titre d'exemple mettent en évidence la grande variabilité des caractéristiques mécaniques des différents pieds prothétiques. Ces paramètres ont été comparés à des valeurs obtenues pour la marche de sujets asymptomatiques. Ces données sont complémentaires du bilan énergétique réalisé sur le talon et l'avant pied. Par contre, ces valeurs ne sont pas forcément les valeurs cibles pour toutes les populations de sujets amputés.

Ce banc d'essai permet l'évaluation d'un prototype en comparaison à l'ensemble des pieds testés expérimentalement. Il fournit une aide à la compréhension des sensations ressenties par le patient. Par contre la confrontation des résultats obtenus sur pied isolé avec le ressenti patient reste hasardeuse.

Chapitre 6 : Modélisation de la phase d'appui lors de la marche sur sol plat

1. Introduction

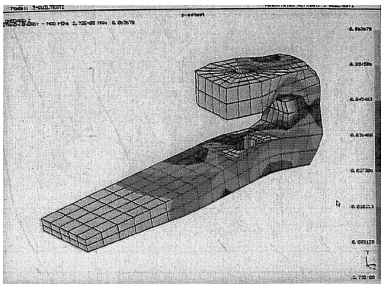
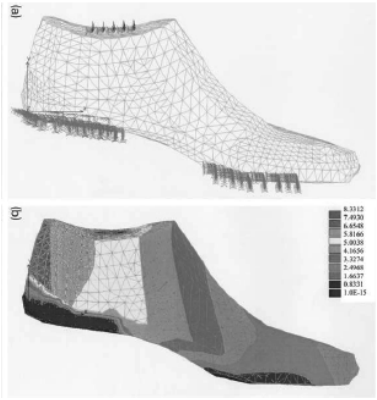
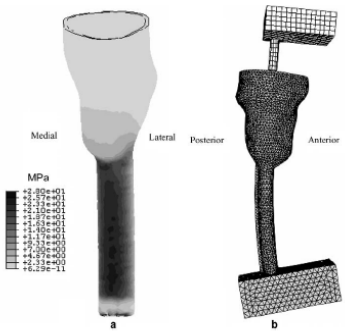
1.1. Synthèse bibliographique

La littérature souligne que les personnes amputées du membre inférieur consomment plus d'énergie lors de la marche et ont tendance à adopter une vitesse de marche moins rapide (Waters and Mulroy 1999). Les pieds dits à restitution d'énergie ont donc été développés spécifiquement afin d'améliorer l'efficacité de la marche de ces personnes amputées. L'évaluation de ces pieds prothétiques demande une évaluation à la fois mécanique et fonctionnelle. Le comportement mécanique a notamment été évalué par Van Jaarsveld (van Jaarsveld, Grootenboer et al. 1990) et Postema (Postema, Hermens et al. 1997) en mesurant la raideur et l'hystérésis obtenues lors d'un chargement vertical du pied pour différentes inclinaisons du tibia. Ces études ont montré une grande variabilité entre les différents pieds prothétiques testés.

Les études portant sur l'analyse de la marche de personnes appareillées ont tenté de mettre en évidence les avantages fonctionnels des pieds prothétiques à restitution d'énergie par rapport aux pieds conventionnels (Cf Chapitre 1). Cependant la plupart de ces études considèrent le complexe pied-cheville comme un ensemble de 2 à 3 solides rigides (Goujon, Bonnet et al. 2006). Certains pieds prothétiques ne possèdent pas de réelle articulation de cheville entre le pied et le fut tibial, mais sont constitués de lames déformables. Ces études prennent donc en compte la déformation de ces pieds en la considérant comme le mouvement relatif entre plusieurs solides rigides.

La modélisation en éléments finis a largement été utilisée dans le domaine de l'appareillage afin d'étudier l'interface entre le moignon et l'emboîture (Zachariah and Sanders 1996; Zhang and Roberts 2000; Faustini, Neptune et al. 2006). Néanmoins, peu d'auteurs se sont intéressés à l'utilisation des éléments finis pour modéliser le pied prothétique au cours de la phase d'appui. Le tableau suivant présente 3 auteurs ayant utilisé un modèle en éléments finis validé afin de caractériser le comportement d'un pied prothétique.

Tableau 25 : Modèles élements finis de pieds prothétiques dans la littérature

(Allard, Trudeau et al. 1995)	(Saunders, Schwentker et al. 2003)	(Lee and Zhang 2005)
		 Fig. 3. von Mises stress distribution at the monolimb.

Seul Allard. (Allard, Trudeau et al. 1995) a modélisé un pied à restitution d'énergie mais n'a introduit que les conditions aux limites relatives à la phase de propulsion. Il a ainsi pu calculer l'énergie de déformation de la structure représentant le pied. Cependant cette énergie ne correspond qu'à l'instant correspondant aux conditions aux limites introduites.

Saunders (Saunders, Schwentker et al. 2003) a mesuré pour un sujet amputé trans-tibial ces conditions aux limites lors de la mise en charge du talon, au milieu de l'appui et lors de la phase de propulsion. Il a introduit ces conditions aux limites dans un modèle en éléments finis d'un pied SACH afin de calculer les contraintes sur ce pied.

Lee (Lee and Zhang 2005) a mis en place un modèle afin d'optimiser la déformation d'un ensemble emboîture-tibia. Cet auteur a utilisé les conditions aux limites décrites dans la norme ISO 10328 représentant le chargement du talon et de l'avant pied. Comme nous l'avons vu au chapitre précédent, les conditions aux limites de ce test représentent principalement, le fonctionnement du pied lors des périodes de double appui.

A notre connaissance, il n'existe pas dans la littérature d'études modélisant en éléments finis un pied prothétique à restitution d'énergie tout au long de la phase d'appui.

1.2. Objectifs de l'étude

L'objectif de cette étude est mettre en place des modèles en éléments finis de pieds prothétiques à restitution d'énergie. Différentes conditions aux limites ont été introduites dans ces modèles.

Ce chapitre est donc construit en fonction des conditions aux limites qui ont été utilisées.

- Les conditions aux limites de la norme ISO 10328 (appui talon et avant pied) ont tout d'abord été utilisées pour permettre de valider les modèles.
- Un deuxième jeu de conditions aux limites a été mesuré lors de la marche d'un sujet amputé trans-tibial (utilisant le pied modélisé). Ces conditions aux limites correspondent donc à des conditions aux limites réellement appliquées par un patient utilisant ce pied. Ce patient ayant effectué différentes conditions de vitesse de marche, l'influence de la vitesse sur ces conditions aux limites et sur l'énergie de déformation du pied prothétique a ainsi pu être évaluée.
- Enfin, les conditions aux limites relatives au banc d'essai mis en place au chapitre 5 ont été introduites. Ces conditions aux limites peuvent facilement être contrôlées pour se rapprocher des conditions aux limites réelles. L'objectif est de pouvoir obtenir ces paramètres en phase de conception et de pouvoir les comparer avec des pieds testés expérimentalement. Dans notre étude, les paramètres obtenus expérimentalement au chapitre 5 ont été calculés numériquement. Enfin l'énergie de déformation obtenue par éléments finis a été comparée à celle obtenue en hypothèse de solides rigides.

Chacune de ces parties contient le matériel et méthode et les résultats relatifs aux simulations réalisées. La discussion de ces résultats est, par contre, commune.

Certaines figures sont en anglais car une partie de ces résultats sont en cours de soumission pour publication.

2. Modélisation avec les conditions aux limites de la norme ISO-10328 (Validation du modèle)

2.1. Matériel et méthodes

2.1.1. Description du pied et du modèle en éléments finis

Le pied prothétique modélisé (DynaJ®) est constitué d'une lame en forme de J liée à une semelle. Il ne comporte pas d'articulation de cheville. La géométrie, les propriétés mécaniques des matériaux ont été fournies par le fabricant. La géométrie crée sous SOLIDWORKS® a été simplifiée afin de supprimer les congés de raccordement, les perçages et les vis de liaison. Le modèle géométrique a ensuite été importé sous ANSYS® et maillé à partir d'éléments volumiques à 20 nœuds. La liaison

entre la lame en J et la semelle a été modélisée à partir d'éléments de contacts surface-surface empêchant l'interpénétration entre les deux composants et en supprimant le glissement entre les deux surfaces de contact. Les matériaux ont été modélisés à partir d'une de loi de comportement linéaire et isotrope. Le module d'Young et le coefficient de poisson sont respectivement de 35 000 Mpa et de 0.3. Le modèle complet comporte 9006 nœuds et 4574 éléments.

2.1.2. Essai mécanique selon la norme ISO 10328

La figure suivante présente les conditions aux limites qui ont été imposées expérimentalement sur le pied prothétique.

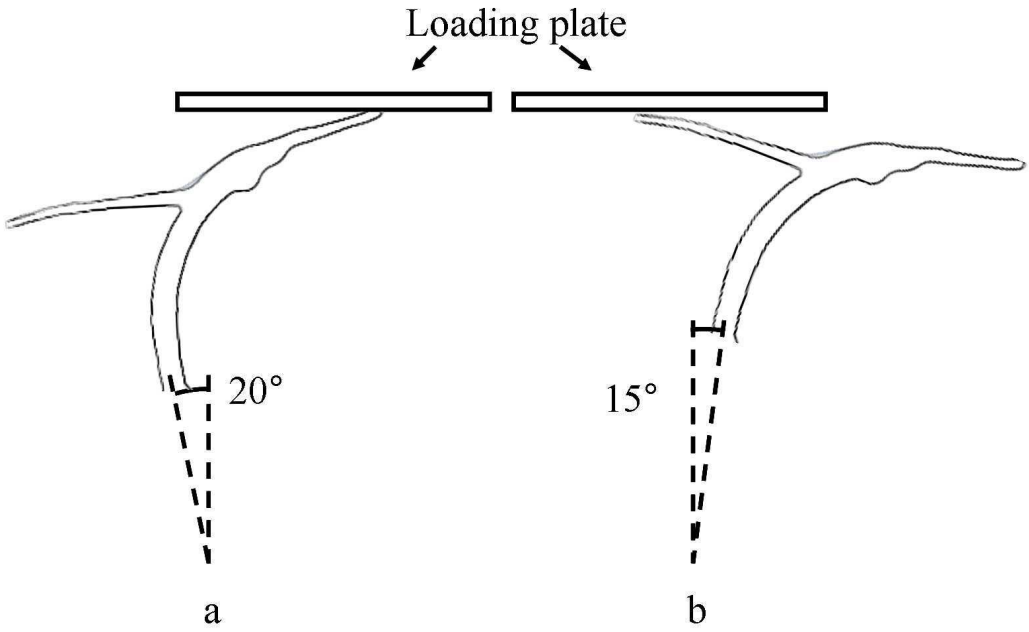


Figure 78 : Essai mécanique selon la norme ISO 10328 a) appui avant pied, b) appui talon

Ces essais ont été réalisés sur une machine conventionnelle d'essai mécanique de type INSTRON®. L'adaptateur pyramidal permettant la connexion du pied avec l'emboîture est lié à la traverse de la machine grâce à un système mécanique. Ce système mécanique permet une inclinaison du pied de 20° de flexion plantaire (représentant l'orientation du pied lors de la phase de propulsion) et de 15° de flexion dorsale représentant l'orientation du pied lors de la mise en charge sur le talon. L'effort est appliqué jusqu'à ce que la composante verticale atteigne 1200 N à une vitesse de 250N/s. Une plaque de chargement permettant les translations dans le plan horizontal ne transmet pas d'efforts transverses.

Ces conditions aux limites ont été reproduites sur le modèle en éléments finis. La plaque de chargement est supposée rigide. Des éléments de contacts surface-surface ont été ajoutés sur la

plaque de chargement et sur la semelle. La plaque de chargement est libre en translation dans le plan horizontal, et le déplacement vertical est piloté jusqu'à obtenir un effort de réaction égal à 1200 N. Les courbes efforts-déplacements obtenues expérimentalement et à partir du modèle en éléments finis peuvent donc être comparées pour l'appui talon et l'appui sur l'avant pied. Les raideurs linéaires ont été évaluées pour chacun des essais.

2.2. Résultats : Validation du modèle

La figure suivante présente la comparaison des courbes de l'effort du pied sur le plateau en fonction du déplacement de la plaque de chargement obtenues expérimentalement et numériquement.

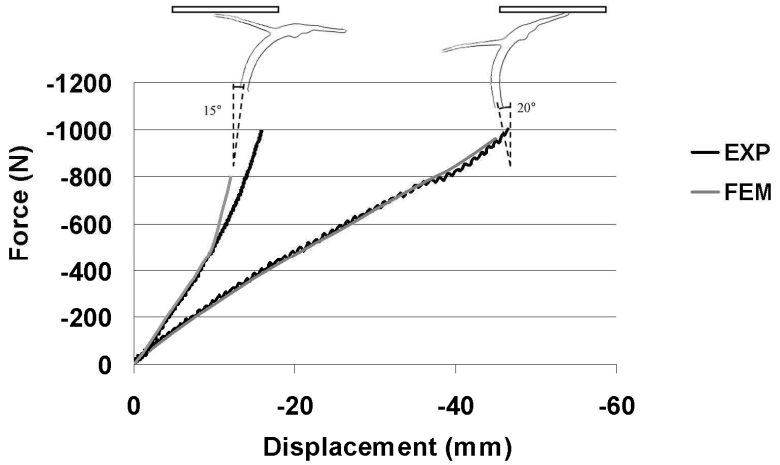


Figure 79 : Validation du modèle. Les courbes efforts déplacements sont présentées en noir pour les essais mécanique (EXP) et en gris pour le modèle numérique (FEM). A gauche pour l'appui sur l'avant pied et à droite pour l'appui sur le talon

Ces courbes efforts déplacements présentent une partie linéaire pour un déplacement compris entre 0 et 45 mm lors de l'appui sur l'avant pied et de 0 à 10 mm pour l'appui sur le talon. Une non linéarité apparaît ensuite en raison de la modification du point de contact entre le pied et la plaque de chargement. Cette modification de contact est « brutale » sur le modèle en éléments finis en raison de la discrétisation du maillage. La raideur associée à chacun des essais a été calculée sur la partie linéaire et est présentée dans le Tableau 26.

Tableau 26 : Comparaison des raideurs évaluées numériquement et mesurées expérimentalement

Raideur	Appui talon	Appui avant pied

Expérimentale (N/mm)	58.9	21.5
Modèle éléments finis (N/mm)	61.7	22.7
Pourcentage d'erreur de prédiction (%)	4.8	5.6

Lors de l'appui sur le talon et sur l'avant pied, le modèle a été validé avec une erreur de prédiction de la raideur inférieure à 6 %. De plus l'énergie dissipée entre un cycle de chargement et de déchargement du pied prothétique est inférieure à 10%. Ces résultats justifient donc l'hypothèse de matériau linéaire élastique, les simplifications effectuées sur la géométrie du pied (congés, perçages….), le module d'Young et le coefficient de poisson.

3. Modélisation avec les conditions aux limites mesurées expérimentalement lors de la marche d'un sujet amputé trans-tibial (effet de la vitesse)

3.1. Effet de la vitesse sur les conditions aux limites « réelles »

3.1.1. Conditions aux limites obtenues lors de l'analyse de la marche

Des conditions aux limites en effort ont été collectées lors de l'examen de la marche d'un patient utilisant le pied prothétique modélisé sans esthétique. Ce patient a effectué deux séries de marche. La première à vitesse de confort (SSWS : moyenne 0.99 m/s écart type : 0.04 m/s) et la seconde à une allure de marche rapide (FWS : moyenne 1.59 m/s écart type : 0.17 m/s). 10 acquisitions ont été réalisées pour chacune des conditions de vitesse. Les mesures optoélectroniques ont été réalisées à partir d'un système VICON ® MX8 équipé de 8 caméras couplé à 2 plateformes de forces AMTI sur une piste de marche de 10 mètres.

Pour introduire ces conditions aux limites, dans le repère du modèle en éléments finis (repère de calcul), les photographies calibrées ont été utilisées (Cf chapitre 2). En effet, il aurait été possible de placer des marqueurs sur le pied, mais la chaussure et l'emboîture limitent les emplacements disponibles.

3.1.2. Transformation des conditions aux limites pour leur utilisation dans le modèle en éléments finis

Le modèle en éléments finis est construit dans un repère spécifique (Model's coordinate system, Mcs) défini comme suit :

- y-axis: axe du pilon (fut tibial)
- x-axis: axe antéro postérieur
- z-axis: produit vectoriel entre x et y

Un ancillaire rigide constitué de 4 marqueurs est lié rigidement à l'emboîture. Un repère est calculé à partir de ces 4 marqueurs (Cluster's coordinate system, Ccs).

Une acquisition statique est réalisée avec le pied seul posé sur le sol (non chargé). 4 marqueurs sont également posés sur le sol. Ces 4 marqueurs et ceux de l'ancillaire permettent la calibration de deux photographies de face et de profil réalisées en même temps que l'acquisition statique. La géométrie du modèle en éléments finis est projetée sur les photographies et un recalage manuel rigide est réalisé jusqu'à ce que les contours du modèle correspondent à ceux des images. Cette opération permet de calculer la matrice de passage entre le repère lié à l'ancillaire et celui du modèle (MCcs->Mcs Figure 80). Cette matrice de passage ne dépend pas du temps car l'on considère que l'emboîture est rigide.

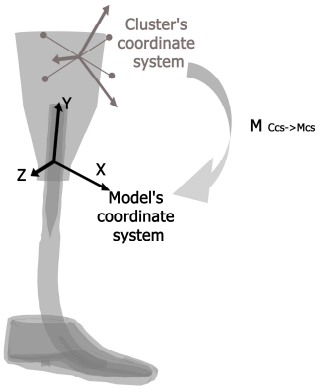


Figure 80 : Détermination de la matrice de passage entre l'ancillaire et le modèle en éléments finis

Pour chaque marche, la matrice de transformation entre le repère de référence (Vicon's coordinate system, Vcs) et le repère lié à l'ancillaire est directement obtenu pour chaque acquisition par le système optoélectronique. Les efforts appliqués sur le sol sont alors transportés dans le repère lié au modèle à partir de la matrice de transformation MVcs->Mcs (Figure 81).

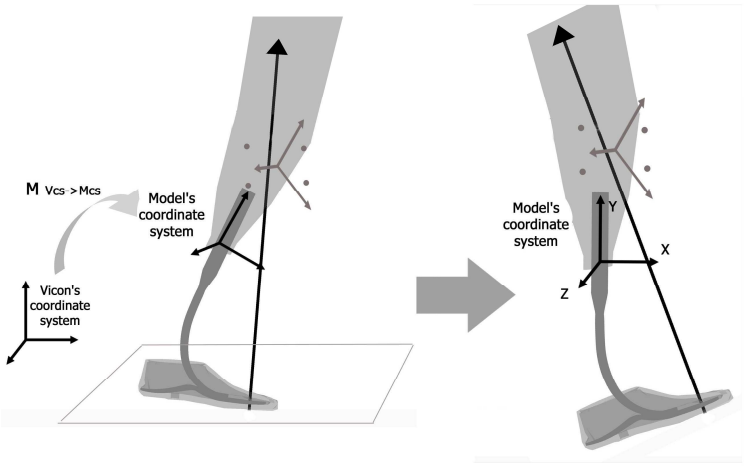


Figure 81 Calcul des conditions aux limites dans le repère lié au modèle

Dans ce repère, les composantes verticales et antéro-postérieures ainsi que la position du centre de pression ont été normalisées en fonction du pourcentage de phase d'appui et sont considérées comme les conditions aux limites à appliquer au modèle en éléments finis.

3.1.3. Résultats : Influence de la vitesse sur les conditions aux limites mesurées

La figure suivante présente la trajectoire du centre de pression dans le repère de l'emboîture.

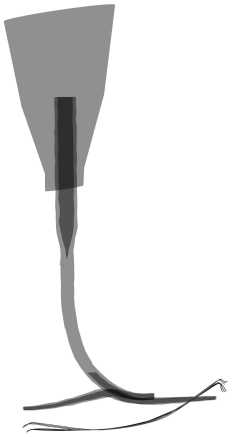


Figure 82: Trajectoires du centre de pression dans le repère lié au modèle numérique en noir

Les trajectoires du centre de pression dans le repère lié au modèle sont similaires pour les deux conditions de vitesses sauf lors du contact sur le talon.

La figure suivante présente les composantes verticales et antéro-postérieures de l'effort dans le repère du modèle en éléments finis. Les courbes représentent le corridor et la valeur moyenne de ces composantes pour les 10 passages pour chaque condition de vitesses (condition de vitesse de confort (Self Selected Walking Speed, SSWS), condition de vitesse rapide (Fast Walking Speed FWS)).

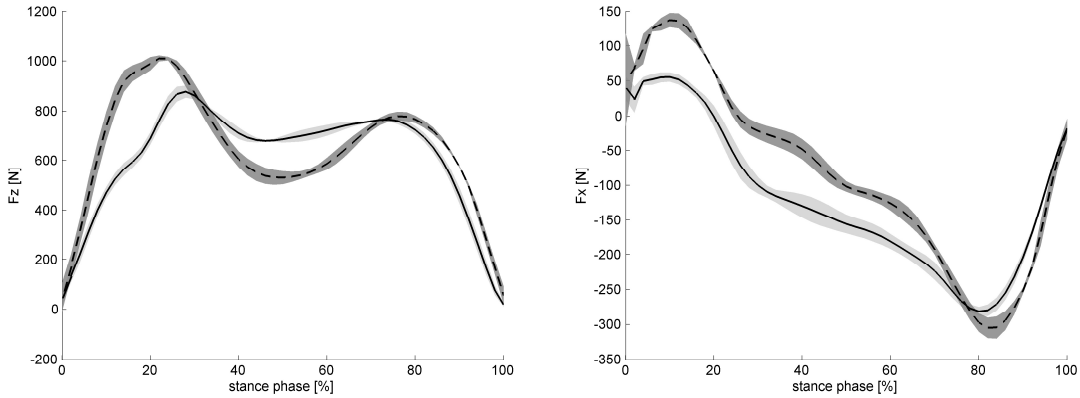


Figure 83: Moyenne de la composante verticale (à gauche) et antéro-postérieure (à droite) de l'effort appliqué sur le pied pour une vitesse de marche de confort en trait plein et pour une vitesse de marche rapide (en pointillés). Les aires représentent 1 écart type autour de cette valeur moyenne.

L'amplitude de la composante verticale présente deux maxima. Le premier atteint 850 N pour la condition de vitesse de confort (SSWS) et 1000 N pour la condition de vitesse rapide (FWS). Au milieu de l'appui cette valeur descend à 750N pour la SSWS et 500 N pour la FWS.
De même, les différences observées sur la composante antéro-postérieure sont plus importantes lors de l'appui sur le talon que lors de l'appui sur l'avant pied.

3.2. Modélisation de la phase d'appui pour des conditions aux limites mesurées expérimentalement lors de la marche

3.2.1. Prise en compte des grandes déformations

La région de l'extrémité du fut tibial correspondant à la partie du pied liée à l'emboîture est fixée. Les conditions aux limites en efforts détaillées au paragraphe précédent ont été appliquées. Afin de prendre en compte la modification de la rigidité du pied au cours de la simulation, ces efforts ont été appliqués à un ensemble de nœuds de la déformée calculée au pas précédent les plus proches de la position du centre de pression mesurée expérimentalement (Figure 84).

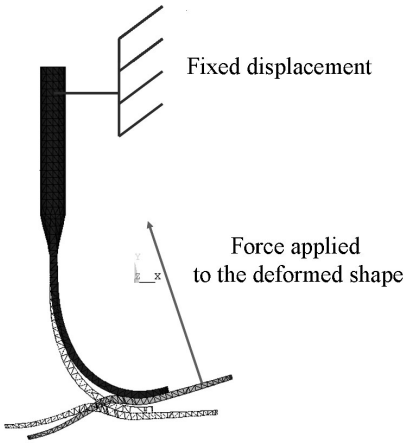


Figure 84 : Introduction des conditions aux limites sur le modèle déformé calculé au pas précédent

3.2.2. Résultats : Influence de la vitesse de marche sur l'énergie de déformation du pied prothétique

Le modèle en éléments finis permet de calculer l'énergie de déformation de la structure modélisant le pied ou énergie de déformation.

L'énergie de déformation est représentée en fonction du pourcentage de phase d'appui sur la figure suivante.

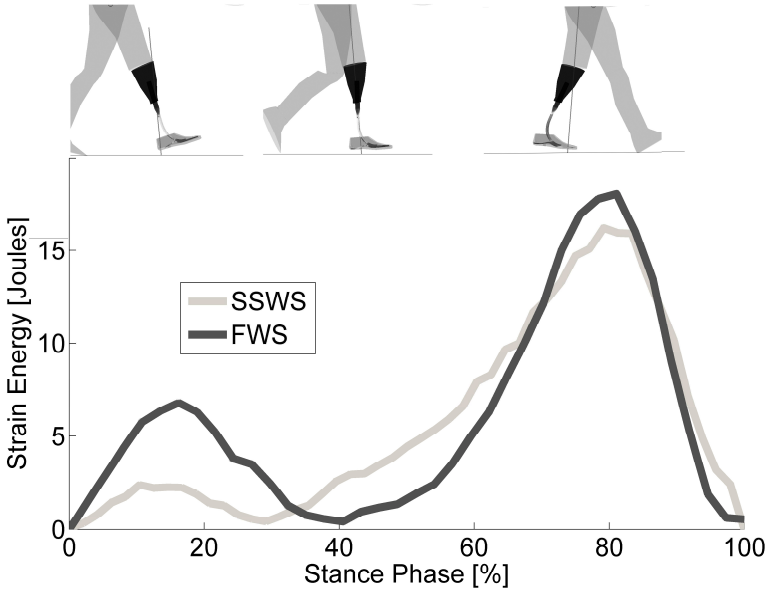


Figure 85 : Influence de la vitesse de marche sur l'énergie de déformation du pied prothétique en fonction du pourcentage de phase d'appui

Cette courbe présente deux maxima. Le premier apparaît lors de la mise en charge sur le talon atteignant 3 Joules pour SSWS et 7 Joules pour FWS à la fin du premier double appui. Les déformations apparaissent alors principalement dans la semelle et la lame en J. Entre les deux maxima, l'énergie de déformation diminue au fur et à mesure que le pied retrouve sa forme non déformée à 30 % de la phase d'appui pour SSWS et 40 % de la phase d'appui pour FWS.
Durant le reste de la phase d'appui unipodal, la déformation de la lame en J permet à la personne amputée de conserver le pied à plat sur le sol tout en permettant la progression du fut tibial. Le second maximum d'énergie de déformation apparaît à la fin de l'appui unipodal atteignant 15 J pour SSWS et 18 J pour FWS. Cette énergie revient à zéro au cours du second double appui

4. Modélisation à partir des conditions aux limites du banc d'essai présentées au chapitre 5

4.1. Evaluation numérique des paramètres obtenus à partir du banc d'essai

4.1.1. Matériel et méthodes

Le pied DynaC® a été modélisé en éléments finis. Les mêmes simplifications que pour le DynaJ® ont été effectuées. Les conditions aux limites imposées par le banc d'essai étant planes, la moitié du pied est considérée.
La modélisation de ces conditions aux limites impose de prendre en compte le contact entre le pied et le sol. Une cale de 10 mm de hauteur a été ajoutée sous le talon pour respecter la hauteur de talon correspondant à celle utilisée sur le banc d'essai. Des éléments de contacts surface-surface ont été ajoutés sur la cale, sur la face inférieure du pied et sur le sol, un coefficient de frottement de 0.3 a été introduit.

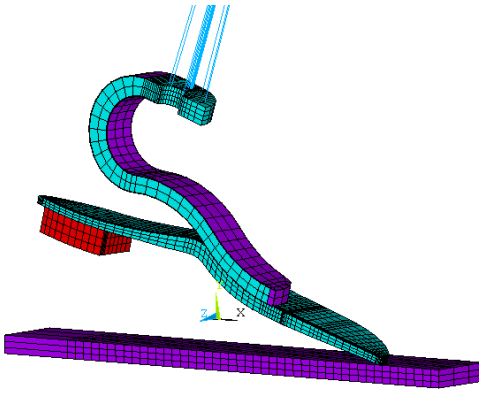


Figure 86 : Modélisation en éléments finis du pied DynaC ®

Les conditions aux limites sont imposées à un nœud situé à 500 mm du sol (nœud pilote). La position antéro-postérieure de ce nœud est paramétrable afin de permettre la modélisation de différents alignements. Le nœud de pilotage est tout d'abord chargé à 400 N d'effort vertical (1/2 pied). Puis comme lors de l'essai expérimental, le noeud est piloté en déplacement selon l'axe antéro-postérieur et est libre de se déplacer selon l'axe vertical (Figure 87). La simulation est menée par pas de calcul en incrémentant le déplacement imposé pour permettre un débattement angulaire du tibia par rapport à la verticale compris entre -15° et 20°.

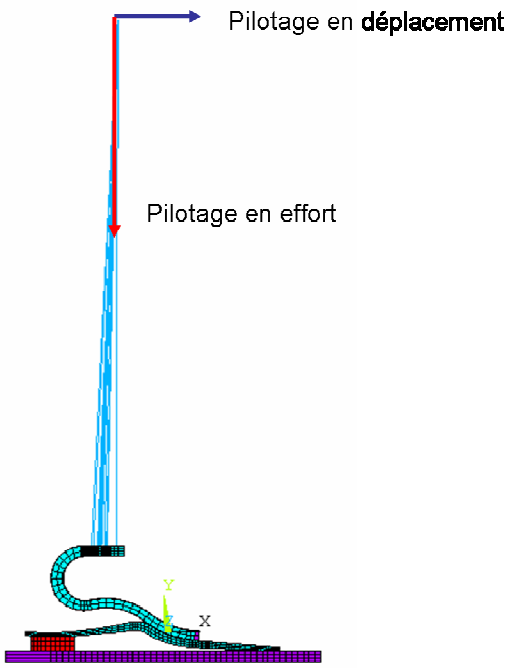


Figure 87 : Conditions aux limites appliquées au noeud pilote

4.1.2. Résultats : Validation de la quantification des paramètres par éléments finis

La position des nœuds équivalents aux mires placées sur le pied lors de l'essai expérimental (Cf chapitre précédent) peut ensuite être extraite ainsi que la position du centre de pression entre le pied et la plaque et l'effort de réaction de la plaque sur le pied. A partir de ces résultats on peut calculer les mêmes paramètres que ceux obtenus expérimentalement. Le graphe suivant présente les mobilités de la cheville et la raideur en flexion extension obtenues expérimentalement et par éléments finis.

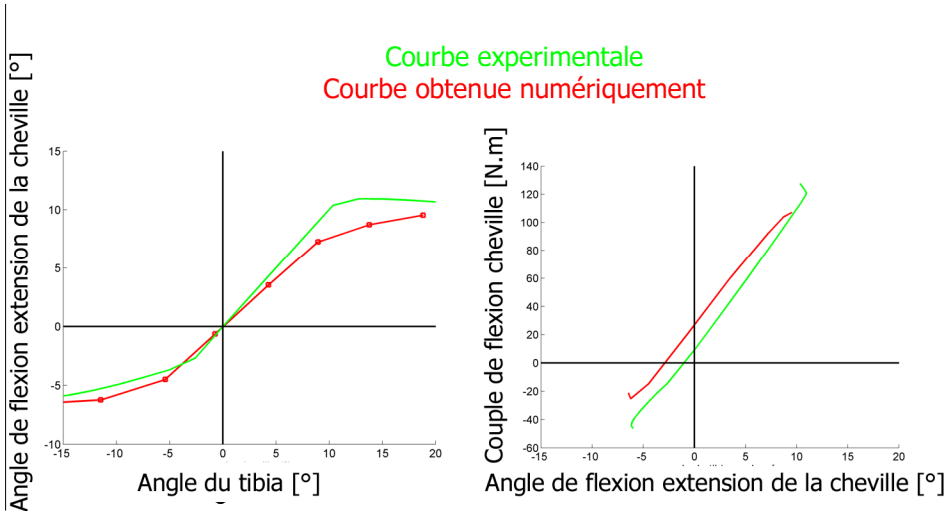


Figure 88 : Comparaison des courbes de mobilité et Courbe couple-angle de la cheville dans le plan sagittal obtenues numériquement et expérimentalement

Le tableau suivant présente les paramètres calculés expérimentalement et numériquement.

Tableau 27 : Comparaison des paramètres obtenus numériquement (MEF) et expérimentalement (EXP)

	planti flexion (°)	Dorsi flexion (°)	k_dorsi Nm/kg	Rayon (m)
EXP	-6.4	9.4	0.11	0.33
MEF	-5.88	10.68	0.13	0.38
% erreur	8	14	18	15

Ces paramètres sont prédits avec une erreur inférieure à 20% par le modèle en éléments finis.

4.2. Influence de la consigne d'effort imposée par le banc d'essai

4.2.1. Méthode

Expérimentalement, il est difficile de piloter à la fois le chargement en effort et le déplacement du fut tibial. En revanche, ceci est très simple numériquement.

La figure suivante représente l'évolution de la composante verticale de l'effort exercé sur le sol en fonction de l'angle du tibia par rapport à la verticale (courbe moyenne obtenue pour les 6 sujets sains marchant sur sol plat à vitesse de confort).

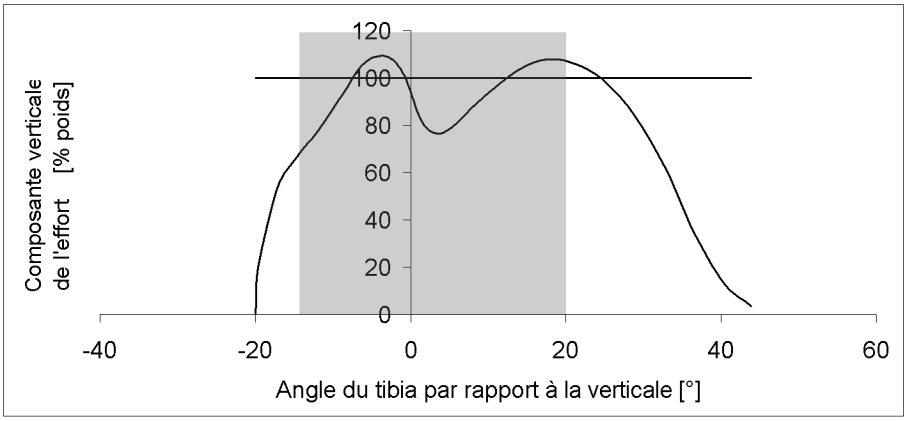


Figure 89 : Actualisation de l'effort en fonction de l'angle du tibia par rapport à la verticale

A chaque pas de calcul, on peut extraire la position des nœuds définissants l'axe du fut tibial, on peut alors imposer l'effort de chargement en fonction de cet angle tout au long de la phase d'appui unipodal.

La raideur équivalente en flexion-extension n'est pas affectée par le chargement. L'amplitude de flexion extension de la cheville a été évaluée pour ce chargement actualisé en fonction de l'angle du tibia et pour le chargement constant imposé par le banc d'essai.

4.2.2. Résultats : Influence d'une consigne d'effort constant sur le banc d'essai

Le chargement actualisé entraîne pour ce pied prothétique une différence de mobilité de 1.5° en flexion plantaire et 1° en flexion dorsale par rapport à un chargement à effort constant. Cet écart représente 15% de la mobilité évaluée par le banc d'essai ce qui justifie les conditions aux limites appliquées sur le banc.

4.3. Influence de l'hypothèse de solide rigide sur le calcul de l'énergie emmagasinée par le pied

En dynamique inverse, plusieurs auteurs se sont intéressés au calcul de l'énergie emmagasinée et restituée par le pied au cours de la phase d'appui. Les résultats dépendent du modèle mis en place et de la prise en compte ou non des termes de translations (Cf Chapitre 1). A partir du modèle en éléments finis, l'énergie de déformation peut être calculée. Cette énergie a été comparée au travail du torseur exercé par le solide tibia sur le solide pied. Ceci revient à considérer le pied comme un solide rigide, sa déformation est alors représentée par une rotation et une translation par rapport au solide tibia.

4.3.1. Méthode

Les résultats de la simulation avec actualisation du chargement en effort en fonction de l'angle du tibia par rapport à la verticale ont été utilisés (Paragraphe précédent).

A chaque pas de calcul, les deux nœuds extrêmes (le plus distal et le plus proximal) du tibia sont extraits et permettent de calculer un repère tibia. Pour le pied, le nœud le plus postérieur et le nœud le plus antérieur de la semelle sont utilisés. Le centre du repère pied et du repère tibia sont confondu lorsque le pied n'est pas déformé. Par contre, lorsque le pied se déforme, le centre du repère pied n'est recalculé qu'à partir des deux nœuds extrêmes du pied (Figure 90).

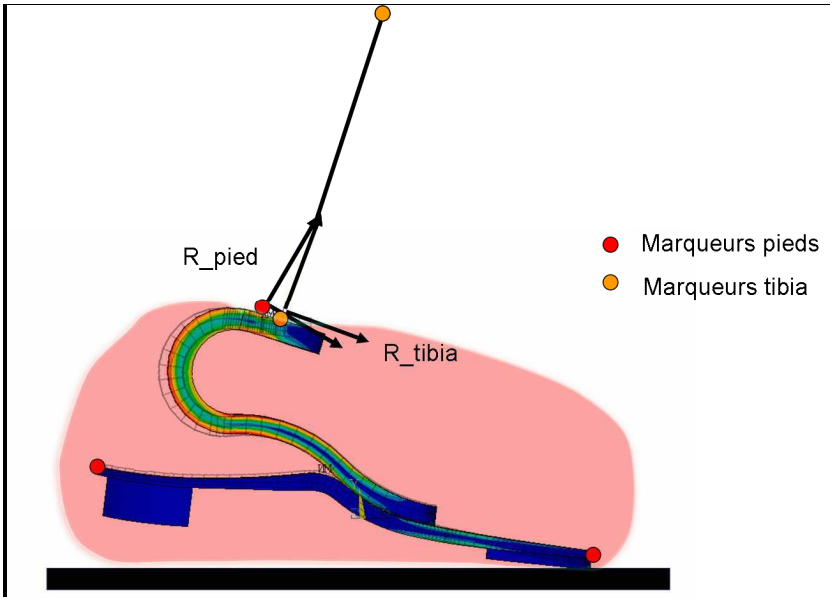


Figure 90 : Hypothèse de solide rigide sur le pied

L'effort exercé par le pied sur le sol est également extrait en calculant la résultante des efforts aux nœuds de la surface du sol. En négligeant le poids du pied, on connaît alors l'effort et le couple exercé par le pied sur le tibia.

$$\underbrace{-\iiint_V \sigma.\varepsilon.dv}_{Energie..Interne...de....Déformation} + \underbrace{\iint_{Sol} f_{sol/tibia}.u_{sol/tibia}\, dS}_{=0} + \iint_{liaision...pied...tibia} f_{pied/tibia}.u_{piedl/tibia}\, dS = \underbrace{0}_{résolution...en....statique}$$

Lorsque l'on fait l'hypothèse de solide rigide h1, on peut calculer le travail exercé par le solide pied sur le solide tibia au travail exercé sur la liaison entre le pied et le tibia.

$$\iint_{liaision...pied...tibia} f_{pied/tibia}.u_{piedl/tibia}\, dS \overbrace{=}^{h1} \underbrace{M_{tibia/pied} \times \theta_{pied/tibia}}_{W...rotation} + \underbrace{F_{tibia/pied} \times (O_{pied} - O_{tibia})}_{W....translation}\Big|_{Rtibia}$$

Remarque : Dans les deux calculs, le poids du pied est négligé.

4.3.2. Résultat : Influence des termes de translation, de rotation et de l'hypothèse de solide rigide

La figure suivante présente la comparaison de l'énergie de déformation avec le travail effectué par le solide pied sur le solide tibia.

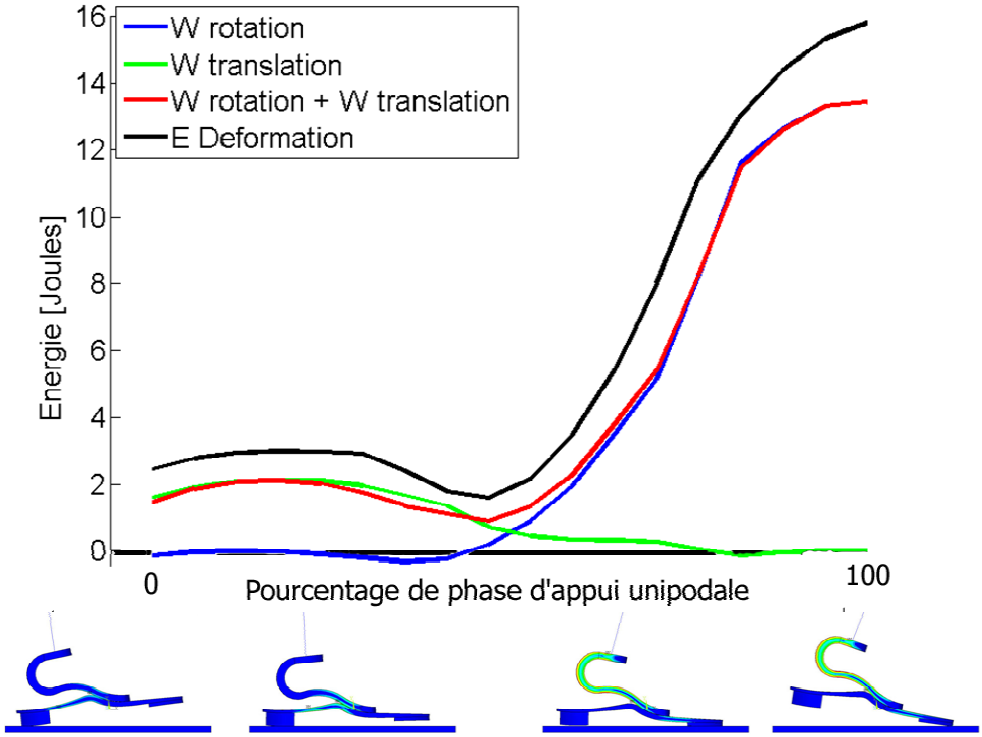


Figure 91 : Comparaison de l'énergie de déformation avec le travail effectué par le pied sur le tibia

On observe un décalage entre le travail exercé par le pied et l'énergie de déformation du pied du fait de l'hypothèse de solide rigide de l'ordre de3 joules pour ce pied prothétique. On constate également que lors de l'appui sur le talon, le travail de translation du pied est plus important que le travail de rotation. La tendance s'inverse lors de l'appui sur l'avant pied.

5. Discussion- Conclusion

Cette étude a permis de mettre en place des modèles en éléments finis de pieds prothétiques à restitution d'énergie. Différentes conditions aux limites ont été introduites dans ces modèles. Les simulations ainsi réalisées permettent de caractériser les pieds mais présentent cependant des limites.

D'une manière générale, tout modèle en éléments finis n'a d'intérêt que si celui-ci est validé. Le modèle mis en place dans cette étude a été validé en modélisant les conditions aux limites de la norme ISO 10328. Ce test a été réalisé expérimentalement sur les pieds modélisés et permet d'évaluer les simplifications qui ont été prises (suppression des congés de raccordement, des perçages, …). Van Jaarsfeld (van Jaarsveld, Grootenboer et al. 1990) a mis en place un banc d'essai permettant de charger le pied dans 66 positions représentant la phase d'appui (en utilisant le même principe que lors de l'appui talon et avant pied de la norme). Il peut alors obtenir pour chacune des positions les courbes de l'effort exercé par le pied sur la plaque de chargement en fonction du déplacement de la plaque. Cependant, ces expérimentations sont très longues à réaliser. Grâce au modèle en éléments finis mis en place dans notre étude, on peut obtenir ces courbes par simulation. Par contre ce modèle ne permet pas, avec les hypothèses de comportement élastique, de quantifier l'hystérésis obtenue lors d'un cycle de chargement et de déchargement du pied. Celui-ci reste cependant faible pour les matériaux constituant les pieds modélisés (<10%).

Pour quantifier l'énergie de déformation, Allard (Allard, Trudeau et al. 1995) a introduit dans son modèle en éléments finis des conditions aux limites mesurées expérimentalement. Il a obtenu une énergie de déformation de 17.4 joules sous une charge de 700N représentant la phase de propulsion. Le maximum de l'énergie de déformation obtenu dans notre étude apparaît bien à la fin de la phase d'appui unipodal (80% de la phase d'appui). Le maximum d'énergie de déformation atteint 15 joules pour une marche à vitesse de confort et 18 joules pour une marche rapide. En introduisant dans notre modèle les conditions aux limites correspondant à l'ensemble de la phase d'appui, l'évolution de l'énergie de déformation a pu être calculée tout au long de la phase d'appui. Cette courbe présente deux maxima. Le premier intervient à la fin de la première période de double appui, lors de la mise en charge du talon et le second apparaît à la fin de l'appui unipodal lors du chargement de l'avant pied.

Les conditions aux limites imposées par le patient sur le pied prothétique ont été évaluées pour une vitesse de marche de confort et pour une vitesse de marche rapide. La vitesse a un effet

principalement sur la valeur de l'effort appliqué sur le talon. L'augmentation de la vitesse de marche entraîne donc une augmentation de l'énergie de déformation plus importante lors de l'appui sur le talon (de 3 à 7 joules) que lors de l'appui sur l'avant pied (de 15 à 18 joules). Cependant le modèle mis en place ne permet pas de savoir comment cette énergie est utilisée par le patient.

Dans les simulations précédentes, le chargement en effort et la raideur du pied prothétique ont une influence sur la position du centre de pression. Il nous a donc semblé intéressant d'introduire les conditions aux limites contrôlées définies pour le banc d'essai décrit au chapitre 5. En effet, les résultats du chapitre 5 montrent que ce banc permet de caractériser différents types de pied actuellement disponibles. On peut donc penser qu'en reproduisant ce test par simulation sur des pieds en phase de conception, on pourra les comparer aux pieds existant pour les paramètres décrits au chapitre précédent. L'introduction de conditions aux limites reproductibles expérimentalement permet la validation du modèle et la comparaison de paramètres obtenus numériquement à des résultats obtenus expérimentalement. Lee (Lee and Zhang 2005) a employé ce type de démarche pour modéliser un ensemble emboîture tibia (monolimb). Il a introduit dans son modèle les conditions aux limites relatives aux essais de norme ISO. Ces conditions aux limites représentent de manière simplifiée le premier et le deuxième double appui (Cf chapitre précédent).
Les conditions aux limites relatives au banc d'essai mis en place au chapitre 5 ont donc été introduites pour modéliser la phase d'appui unipodal. Le pied modélisé a été testé expérimentalement comme défini au chapitre précédent. Les paramètres calculés expérimentalement ont pu être évalués numériquement à partir du modèle en éléments finis avec une erreur inférieure à 20%. Cette erreur reste acceptable pour évaluer numériquement le comportement du pied au cours de la phase d'appui dès la phase de conception.

Enfin, nous aurions souhaité comparer l'énergie calculée par simulation à celle obtenue en utilisant les méthodes de dynamique inverse. Dans la littérature, l'énergie emmagasinée et restituée par un pied prothétique a été évaluée par dynamique inverse en intégrant la courbe de puissance articulaire de la cheville par rapport au temps. Les résultats dépendent de la prise en compte ou non des termes de translation. Les méthodes de dynamiques inverses ne peuvent pas prendre en compte les propriétés viscoélastiques des pieds prothétiques ce qui induit une majoration des couples et des efforts articulaires (Geil, Parnianpour et al. 2000). De plus ces méthodes imposent de modéliser la déformation de l'ensemble du pied par un mouvement relatif entre 2 solides rigides. Nous avons évalué cette hypothèse de solidification en comparant l'énergie de déformation du pied au travail du solide tibia sur le solide pied. Cette « solidification » entraîne une minoration de 20% de l'énergie de

déformation pour ce pied prothétique. La confrontation concernant l'énergie de déformation obtenue par éléments finis avec celle obtenue par dynamique inverse est donc difficile.

Conclusion Générale

Ce travail de thèse s'inscrit dans la thématique de recherche sur l'analyse de la marche et notamment dans la continuité des travaux d'Hélène Pillet portant sur la marche à vitesse de confort de personnes amputées et appareillées du membre inférieur. Le protocole original et validé permettant l'analyse quantifiée de la marche a donc été adapté et utilisé pour étendre son champ de recherche à d'autres situations.

Le premier axe de recherche a consisté à caractériser deux situations : la marche à différentes vitesses et la descente d'escalier. L'analyse de la marche à différentes vitesses permet d'évaluer le sujet et son appareillage dans des conditions de fonctionnement différentes de la marche à vitesse de confort. Des paramètres quantifiant la fonctionnalité des composants prothétiques ont pu être extraits tout en mettant en évidence leurs limites.

A travers une approche énergétique simplifiée, nous nous sommes intéressés aux périodes de double appui qui permettent au sujet de passer de l'appui sur sa jambe appareillée à l'appui sur sa jambe controlatérale et inversement. Cette étude montre que les sujets amputés trans-fémoraux compensent les limites de leur appareillage avec l'ensemble du corps.

Parmi les activités de la vie courante, la descente d'un escalier est pour la personne appareillée une situation contraignante car elle demande une mobilité importante des articulations du membre inférieur notamment le genou en phase d'appui. Les paramètres cinématiques et cinétiques de trois sujets amputés trans-fémoraux ont pu être analysés et comparés aux corridors obtenus pour 19 sujets asymptomatiques.

Ces analyses dans différentes situations ont permis d'évaluer des sujets utilisant leur propre appareillage et de mettre en évidence des paramètres fonctionnels des composants prothétiques. Afin d'évaluer ces paramètres indépendamment du sujet, un deuxième axe de recherche a porté sur le développement de méthodes numériques et expérimentales pour caractériser le comportement des composants prothétiques sous des conditions aux limites proches de celles imposées par le sujet sur son appareillage.

La pertinence de ces outils a été évaluée et peuvent permettre d'évaluer le comportement d'un composant prothétique sous les conditions aux limites imposées et ce dans différentes phases de leur conception. Tester des appareillages différents, en reproduisant des conditions aux limites identiques, peut aider à comprendre l'adaptation du patient à une modification de son appareillage.

En raison du très faible nombre de sujets appareillés inclus dans ce travail, nous ne pouvons pas étendre les résultats obtenus à l'ensemble des personnes appareillées. Augmenter de manière significative ce nombre de sujets impose la collaboration entre plusieurs centres cliniques et techniques experts en appareillage.
Les analyses et les résultats ne concernent que le plan sagittal qui correspond généralement au plan de fonctionnement des composants prothétiques, une réelle analyse en trois dimensions doit donc être menée.
Les modélisations expérimentales et numériques ont été réalisées à partir de conditions aux limites simplifiées. Pour se rapprocher des conditions réelles, celles-ci demandent donc à être encore affinées.

Les perspectives de ce travail sont variées. L'utilisation des résultats et des méthodes mises en place dans un milieu industriel devrait apporter une aide à la conception des composants prothétiques. La confrontation des résultats quantifiés obtenus avec l'expertise des différents acteurs de l'appareillage peut permettre d'approfondir les connaissances dans les mécanismes d'adaptation du patient à sa prothèse.

Finalement, ce travail souligne l'intérêt des outils biomécaniques dans l'amélioration de l'appareillage. L'analyse du mouvement permet de s'intéresser au patient et à sa prothèse. Les modèles numériques et expérimentaux permettent d'isoler le comportement des composants prothétiques. Mais s'intéresser aux interfaces entre le sujet et son appareillage demande à ce qu'une collaboration plus étroite soit mise en place avec les différents acteurs de la prise en charge de la personne appareillée.

Bibliographie

Adamczyk, P. G., S. H. Collins, et al. (2006). "The advantages of a rolling foot in human walking." J Exp Biol **209**(Pt 20): 3953-63.

Agrawal, V., R. Gailey, et al. (2009). "Symmetry in external work (SEW): a novel method of quantifying gait differences between prosthetic feet." Prosthet Orthot Int **33**(2): 148-56.

Aissaoui, R., P. Allard, et al. (1996). "Internal work estimation in three-dimensional gait analysis." Med Biol Eng Comput **34**(6): 467-71.

Alimusaj, M., L. Fradet, et al. (2009). "Kinematics and kinetics with an adaptive ankle foot system during stair ambulation of transtibial amputees." Gait Posture **30**(3): 356-63.

Allard, P., R. Lachance, et al. (1996). "Simultaneous bilateral 3-D able-bodied gait." Human Movement Science **15**(3): 327.

Allard, P., F. Trudeau, et al. (1995). "Modelling and gait evaluation of asymmetrical-keel foot prosthesis." Med Biol Eng Comput **33**(1): 2-7.

Andriacchi, T. P., G. B. Andersson, et al. (1980). "A study of lower-limb mechanics during stair-climbing." J Bone Joint Surg Am **62**(5): 749-57.

Au, S., M. Berniker, et al. (2008). "Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits." Neural Netw **21**(4): 654-66.

Au, S. K., P. Dilworth, et al. (2006). An ankle-foot emulation system for the study of human walking biomechanics. Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation.

Au, S. K., H. Herr, et al. (2006). An Ankle-Foot Emulation System for the Study of Human Walking Biomechanics. ICRA.

Beyaert, C., C. Grumillier, et al. (2008). "Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees." Gait Posture **28**(2): 278-84.

Blumentritt (1997). "Design Principles, Biomechanical Data and Clinical Experience with a Polycentric Knee Offering Controlled Stance Phase Knee Flexion: A Preliminary Report." JPO **Vol 9**(Num 1): p 18.

Blumentritt (1998). "Transfemoral Amputees Walking on a Rotary Hydraulic Prosthetic Knee Mechanism: A Preliminary Report." JPO **Vol 10**(Num 3): p 61.

Blumentritt, S. (1997). "A new biomechanical method for determination of static prosthetic alignment." Prosthet Orthot Int **21**(2): 107-13.

Boonstra, A. M., J. M. Schrama, et al. (1996). "Gait analysis of transfemoral amputee patients using prostheses with two different knee joints." Arch Phys Med Rehabil **77**(5): 515-20.

Brånemark, R., P. I. Brånemark, et al. (2001). "Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A review." Journal of Rehabilitation Research and Development **38**(2): 175.

Buckley, J. G., W. D. Spence, et al. (1997). "Energy cost of walking: comparison of "intelligent prosthesis" with conventional mechanism." Arch Phys Med Rehabil **78**(3): 330-3.

Cappozzo, A., F. Figura, et al. (1982). "Angular displacements in the upper body of AK amputees during level walking." Prosthetics and Orthotics International **6**: 131-138.

Cheze, L., B. J. Fregly, et al. (1995). "A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data." J Biomech **28**(7): 879-84.

Chin, T., K. Machida, et al. (2006). "Comparison of different microprocessor controlled knee joints on the energy consumption during walking in trans-femoral amputees: intelligent knee prosthesis (IP) versus C-leg." Prosthet Orthot Int **30**(1): 73-80.

Curtze, C., A. L. Hof, et al. (2009). "Comparative roll-over analysis of prosthetic feet." J Biomech.

Darut, O. (2007). Mise en place d'un escalier dynamométrique. Paris, Arts et Métiers ParisTech. **PFE**.

Datta, D., B. Heller, et al. (2005). "A comparative evaluation of oxygen consumption and gait pattern in amputees using Intelligent Prostheses and conventionally damped knee swing-phase control." Clin Rehabil **19**(4): 398-403.

Della Croce, U. and P. Bonato (2007). "A novel design for an instrumented stairway." J Biomech **40**(3): 702-4.
Dempster, W. (1955). Space requirements of the seated operator, Wright-Patterson Air Force Base, OH.
Devlin, M., L. B. Sinclair, et al. (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.
Donelan, J. M., R. Kram, et al. (2002). "Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking." J Biomech **35**(1): 117-24.
Doriot, N. and L. Cheze (2004). "A three-dimensional kinematic and dynamic study of the lower limb during the stance phase of gait using an homogeneous matrix approach." IEEE Trans Biomed Eng **51**(1): 21-7.
Dumas, R., L. Cheze, et al. (2009). "Loading applied on prosthetic knee of transfemoral amputee: Comparison of inverse dynamics and direct measurements." Gait & Posture **30**(4): 560.
Ehara, Y., M. Beppu, et al. (1993). "Energy storing property of so-called energy-storing prosthetic feet." Arch Phys Med Rehabil **74**(1): 68-72.
Ehrig, R. M., W. R. Taylor, et al. (2007). "A survey of formal methods for determining functional joint axes." J Biomech **40**(10): 2150-7.
Eng, J. J. and D. A. Winter (1995). "Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model?" J Biomech **28**(6): 753-8.
Faustini, M. C., R. R. Neptune, et al. (2006). "The quasi-static response of compliant prosthetic sockets for transtibial amputees using finite element methods." Med Eng Phys **28**(2): 114-21.
Fraisse, N., N. Martinet, et al. (2008). "Les muscles de l'amputé tibial." Annales de Réadaptation et de Médecine Physique **51**(3): 218.
Frossard, L., N. Stevenson, et al. (2006). "Activités quotidiennes d'un amputé transfémoral équipé d'une fixation ostéointégrée:
enregistrement continu des efforts pour une pratique fondée sur des preuves." Kinesitherapie la revue **32**(1): 68-78.
Frossard, L., N. Stevenson, et al. (2008). "Monitoring of the load regime applied on the osseointegrated fixation of a trans-femoral amputee: a tool for evidence-based practice." Prosthet Orthot Int **32**(1): 68-78.
Gabriel, R. C., J. Abrantes, et al. (2008). "Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: Gender-related differences." Physical Therapy in Sport **9**(1): 16.
Ganley, K. J. and C. M. Powers (2006). "Intersegmental dynamics during the swing phase of gait: a comparison of knee kinetics between 7 year-old children and adults." Gait Posture **23**(4): 499-504.
Gates, D. H., J. Lelas, et al. (2004). "Characterization of ankle function during stair ambulation." Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc **6**: 4248-51.
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., M. Parnianpour, et al. (2000). "Comparison of methods for the calculation of energy storage and return in a dynamic elastic response prosthesis." J Biomech **33**(12): 1745-50.
Gitter, A., J. M. Czerniecki, et al. (1991). "Biomechanical analysis of the influence of prosthetic feet on below-knee amputee walking." Am J Phys Med Rehabil **70**(3): 142-8.
Goh, J. C., S. E. Solomonidis, et al. (1984). "Biomechanical evaluation of SACH and uniaxial feet." Prosthet Orthot Int **8**(3): 147-54.
Gottschalk, F. A. and M. Stills (1994). "The biomechanics of trans-femoral amputation." Prosthet Orthot Int **18**(1): 12-7.
Goujon-Pillet, H., E. Sapin, et al. (2008). "Three-dimensional motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait." Arch Phys Med Rehabil **89**(1): 87-94.
Goujon, H. (2006). Analyse de la marche de l'amputé fémoral. LBM. Paris, Arts et Métiers ParisTech. **PHD**.

Goujon, H., X. Bonnet, et al. (2006). "A functional evaluation of prosthetic foot kinematics during lower-limb amputee gait." Prosthet Orthot Int **30**(2): 213-23.
Graham, L. E., D. Datta, et al. (2008). "A comparative study of oxygen consumption for conventional and energy-storing prosthetic feet in transfemoral amputees." Clin Rehabil **22**(10-11): 896-901.
Graham, L. E., D. Datta, et al. (2007). "A comparative study of conventional and energy-storing prosthetic feet in high-functioning transfemoral amputees." Arch Phys Med Rehabil **88**(6): 801-6.
Grumillier, C., N. Martinet, et al. (2008). "Compensatory mechanism involving the hip joint of the intact limb during gait in unilateral trans-tibial amputees." J Biomech **41**(14): 2926-31.
Hafner, B. J. (2005). "Clinical prescription and use of prosthetic foot and ankle mechanisms: A review of the literature." Journal of Prosthetics and Orthotics **17**(4 SUPPL.): S5.
Hafner, B. J. (2006). "Overview of outcome measures for the assessment of prosthetic foot and ankle components." Journal of Prosthetics and Orthotics **18**(6 PROCEEDINGS): P105.
Hafner, B. J., J. E. Sanders, et al. (2002). "Energy storage and return prostheses: does patient perception correlate with biomechanical analysis?" Clin Biomech (Bristol, Avon) **17**(5): 325-44.
Hansen, A. H. (2005). "Scientific methods to determine functional performance of prosthetic ankle-foot systems." Journal of Prosthetics and Orthotics **17**(4 SUPPL.): S23.
Hansen, A. H., D. S. Childress, et al. (2000). "Prosthetic foot roll-over shapes with implications for alignment of trans-tibial prostheses." Prosthet Orthot Int **24**(3): 205-15.
Hansen, A. H., D. S. Childress, et al. (2004). "Roll-over shapes of human locomotor systems: effects of walking speed." Clin Biomech (Bristol, Avon) **19**(4): 407-14.
Hansen, A. H., D. S. Childress, et al. (2004). "The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses." J Biomech **37**(10): 1467-74.
Hicks, R., S. Tashman, et al. (1985). "Swing phase control with knee friction in juvenile amputees." J Orthop Res **3**(2): 198-201.
Hofstad, C., H. Linde, et al. (2004). "Prescription of prosthetic ankle-foot mechanisms after lower limb amputation." Cochrane Database Syst Rev(1): CD003978.
Isakov, E., H. Burger, et al. (1996). "Influence of speed on gait parameters and on symmetry in trans-tibial amputees." Prosthet Orthot Int **20**(3): 153-8.
Jaegers, S. M., J. H. Arendzen, et al. (1995). "Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study." Arch Phys Med Rehabil **76**(8): 736-43.
Jaegers, S. M., J. H. Arendzen, et al. (1996). "An electromyographic study of the hip muscles of transfemoral amputees in walking." Clin Orthop Relat Res(328): 119-28.
Johansson, J. L., D. M. Sherrill, et al. (2005). "A clinical comparison of variable-damping and mechanically passive prosthetic knee devices." Am J Phys Med Rehabil **84**(8): 563-75.
Kaufman, K. R., J. A. Levine, et al. (2007). "Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees." Gait Posture **26**(4): 489-93.
Kaufman, K. R., J. A. Levine, et al. (2008). "Energy expenditure and activity of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees." Arch Phys Med Rehabil **89**(7): 1380-5.
Kelkel, J. (2008). Analyse de la descente d'escaliers. Laboratoire de Biomécanique. Paris, Arts et Métiers ParisTech. **Master**.
Kuo, A. D. (2007). "The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective." Human Movement Science **26**(4): 617.
Lee, S. and J. Hong (2009). "The effect of prosthetic ankle mobility in the sagittal plane on the gait of transfemoral amputees wearing a stance phase controlled knee prosthesis." Proc Inst Mech Eng H **223**(2): 263-71.
Lee, W. C. and M. Zhang (2005). "Design of monolimb using finite element modelling and statistics-based Taguchi method." Clin Biomech (Bristol, Avon) **20**(7): 759-66.
Legnani, G., F. Casolo, et al. (1996). "A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics - I. Theory." Mechanism and Machine Theory **31**(5): 573.

Lehmann, J. F., R. Price, et al. (1993). "Comprehensive analysis of dynamic elastic response feet: Seattle Ankle/Lite Foot versus SACH foot." Arch Phys Med Rehabil **74**(8): 853-61.
Lehmann, J. F., R. Price, et al. (1993). "Comprehensive analysis of energy storing prosthetic feet: Flex Foot and Seattle Foot Versus Standard SACH foot." Arch Phys Med Rehabil **74**(11): 1225-31.
Lelas, J. L., G. J. Merriman, et al. (2003). "Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed." Gait & Posture **17**(2): 106.
Macfarlane, P. A., D. H. Nielsen, et al. (1997). "Mechanical gait analysis of transfemoral amputees: SACH foot versus the flex-foot." Journal of Prosthetics and Orthotics **9**(4): 144.
Macfarlane, P. A., D. H. Nielsen, et al. (1997). "Transfemoral amputee physiological requirements: Comparisons between SACH foot walking and flex-foot walking." Journal of Prosthetics and Orthotics **9**(4): 138.
Manal, K., I. McClay, et al. (2000). "Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study." Gait Posture **11**(1): 38-45.
McGeer, T. (1990). "Passive dynamic walking." International Journal of Robotics Research **9**(2): 62.
McMulkin, M. L., W. R. Osebold, et al. (2004). "Comparison of three pediatric prosthetic feet during functional activities." Journal of Prosthetics and Orthotics **16**(3): 78.
Mian, O. S., J. M. Thom, et al. (2007). "Kinematics of stair descent in young and older adults and the impact of exercise training." Gait Posture **25**(1): 9-17.
Michael, J. W. (1990). "Current concepts in above-knee socket design." Instr Course Lect **39**: 373-8.
Middleton, J., P. Sinclair, et al. (1999). "Accuracy of centre of pressure measurement using a piezoelectric force platform." Clin Biomech (Bristol, Avon) **14**(5): 357-60.
Mills, P. M. and R. S. Barrett (2001). "Swing phase mechanics of healthy young and elderly men." Hum Mov Sci **20**(4-5): 427-46.
Murray, M. P., L. A. Mollinger, et al. (1983). "Gait patterns in above-knee amputee patients: hydraulic swing control vs constant-friction knee components." Arch Phys Med Rehabil **64**(8): 339-45.
Nielsen, D. H. (1999). "Kinetic patterns during stair ascent in patients with transtibial amputations using three different prostheses." Journal of Prosthetics and Orthotics **11**(3): 57.
Nolan, L. and A. Lees (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.
Nolan, L., A. Wit, et al. (2003). "Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees." Gait Posture **17**(2): 142-51.
Oberg, T., A. Karsznia, et al. (1993). "Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age." Journal of Rehabilitation Research and Development **30**(2): 210.
Oberg, T., A. Karsznia, et al. (1994). "Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age." J Rehabil Res Dev **31**(3): 199-213.
Orendurff, M. S., A. D. Segal, et al. (2006). "Gait efficiency using the C-Leg." J Rehabil Res Dev **43**(2): 239-46.
Ossur http://www.ossur.com/bionictechnology/powerknee.
Palmer, M. (2002). Sagittal plane characterization of normal human ankle function across a range of walking gait speeds. Cambridge, Massachusetts Institute of Technology. **Masters thesis**.
Perry, J. (2003). Amputee Gait. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. S. D. G., M. J. W. and B. J. H., Bone and Joint Decade**:** 367-384.
Pillet, H., X. Bonnet, et al. (accepted). "Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the center of pressure during gait.
Comparison of two anthropometric models." Gait & Posture.
Pinzur, M. S., W. Cox, et al. (1995). "The effect of prosthetic alignment on relative limb loading in persons with trans-tibial amputation: a preliminary report." J Rehabil Res Dev **32**(4): 373-7.
Postema, K., H. J. Hermens, et al. (1997). "Energy storage and release of prosthetic feet. Part 1: Biomechanical analysis related to user benefits." Prosthet Orthot Int **21**(1): 17-27.

Postema, K., H. J. Hermens, et al. (1997). "Energy storage and release of prosthetic feet. Part 2: Subjective ratings of 2 energy storing and 2 conventional feet, user choice of foot and deciding factor." Prosthet Orthot Int **21**(1): 28-34.
Powers, C. M., L. A. Boyd, et al. (1997). "Stair ambulation in persons with transtibial amputation: an analysis of the Seattle LightFoot." J Rehabil Res Dev **34**(1): 9-18.
Powers, C. M., S. Rao, et al. (1998). "Knee kinetics in trans-tibial amputee gait." Gait Posture **8**(1): 1-7.
Prince, F., D. A. Winter, et al. (1994). "New technique for the calculation of the energy stored, dissipated, and recovered in different ankle-foot prostheses." IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering **2**(4): 247.
Protopapadaki, A., W. I. Drechsler, et al. (2007). "Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals." Clin Biomech (Bristol, Avon) **22**(2): 203-10.
Radcliffe, C. W. (1955). "Fonctionnal Considerations in the fitting of above knee prostheses." 167.
Radcliffe, C. W. (1977). "The Knud Jansen lecture. Above-knee prosthetics." Prosthetics and Orthotics International **1**(3): 146.
Riener, R., M. Rabuffetti, et al. (2002). "Stair ascent and descent at different inclinations." Gait Posture **15**(1): 32-44.
Sabolich, J. (1985). "Contoured adducted trochanteric - controlled alignment method (cat-cam): Introduction and basic principles." Clinical Prosthetics and Orthotics **9**: 15-26.
Sanderson, D. J. and P. E. Martin (1997). "Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking." Gait & Posture **6**(2): 126.
Saunders, M. M., E. P. Schwentker, et al. (2003). "Finite element analysis as a tool for parametric prosthetic foot design and evaluation. Technique development in the solid ankle cushioned heel (SACH) foot." Comput Methods Biomech Biomed Engin **6**(1): 75-87.
Schmalz, T., S. Blumentritt, et al. (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.
Schmalz, T., S. Blumentritt, et al. (2004). "A Comparison of Different Prosthetic Knee Joints During Step Over Step Stair Descent." Orthopädie-Technik **English edition** (2): 1-4.
Schmalz, T., S. Blumentritt, et al. (2007). "Biomechanical analysis of stair ambulation in lower limb amputees." Gait Posture **25**(2): 267-78.
Segal, A. D., M. S. Orendurff, et al. (2006). "Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees." J Rehabil Res Dev **43**(7): 857-70.
Seymour, R., B. Engbretson, et al. (2007). "Comparison between the C-leg microprocessor-controlled prosthetic knee and non-microprocessor control prosthetic knees: a preliminary study of energy expenditure, obstacle course performance, and quality of life survey." Prosthet Orthot Int **31**(1): 51-61.
Silverman, A. K., N. P. Fey, et al. (2008). "Compensatory mechanisms in below-knee amputee gait in response to increasing steady-state walking speeds." Gait Posture **28**(4): 602-9.
Snyder, R. D., C. M. Powers, et al. (1995). "The effect of five prosthetic feet on the gait and loading of the sound limb in dysvascular below-knee amputees." J Rehabil Res Dev **32**(4): 309-15.
Stoquart, G., C. Detrembleur, et al. (2008). "Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking." Neurophysiol Clin **38**(2): 105-16.
Tsai, C. S. and J. M. Mansour (1986). "Swing phase simulation and design of above knee prostheses." J Biomech Eng **108**(1): 65-72.
van der Linden, M. L., S. E. Solomonidis, et al. (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 Jaarsveld, H. W., H. J. Grootenboer, et al. (1990). "Stiffness and hysteresis properties of some prosthetic feet." Prosthet Orthot Int **14**(3): 117-24.
Viel, E., F. Plat, et al. (1979). La marche humaine. Paris, Masson.
Waters, R. L. and S. Mulroy (1999). "The energy expenditure of normal and pathologic gait." Gait & Posture **9**(3): 207.

Weltzer, A. (2008). Analyse de la descente d'escaliers. ENIM. Metz, Arts et Métiers ParisTech. **PFE**.
Wilkenfeld, A. J. (2000). Biologically Inspired Autoadaptive Control of a Knee Prosthesis. MIT. **Dr.-Ing.**
Winter, D. A. and S. E. Sienko (1988). "Biomechanics of below-knee amputee gait." J Biomech **21**(5): 361-7.
Zachariah, S. G. and J. E. Sanders (1996). "Interface mechanics in lower-limb external prosthetics: a review of finite element models." IEEE Trans Rehabil Eng **4**(4): 288-302.
Zhang, M. and C. Roberts (2000). "Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on below-knee residual limb in a prosthetic socket." Med Eng Phys **22**(9): 607-12.

Table des figures

Figure 1 : Comparaison de la consommation énergétique (0^2) et de la vitesse de marche naturelle pour différents niveaux et différentes causes d'amputation(Waters and Mulroy 1999) 12
Figure 2 : Définition du cycle de marche 13
Figure 3 : Pieds prothétiques "conventionnels" et "à restitution d'énergie" 14
Figure 4 : Pieds prothétiques à "restitution d'énergie" avec ou sans amortisseurs 15
Figure 5 : Pieds prothétiques motorisés 16
Figure 6 : Longeurs de "pas sain" et de "pas prothétique" 18
Figure 7 : Puissance interne de l'articulation de la cheville 20
Figure 8 : Courbe de puissance articulaire de la cheville obtenue pour un pied prothétique à restitution d'énergie (Hafner 2006) 21
Figure 9 : Vue antérieure d'une emboîture de type quadrangulaire A et à ischion intégré B (Michael 1990) 24
Figure 10 : Moignon fémoral ostéointégré (Brånemark, Brånemark et al. 2001) 24
Figure 11 : Comportement du genou en phase d'appui. A) Stabilisation du genou par les muscles (Viel, Plat et al. 1979) B) et C) contrôle du genou prothétique par la hanche (Radcliffe 1955) 25
Figure 12 : Positionnement du centre instantané de rotation d'un système polycentrique 27
Figure 13 : Détermination du centre instantanné de rotation des genoux polycentriques 40
Figure 14 : Evaluation de l'incertitude sur les points 3D cliqués 40
Figure 15: Personnalisation du modèle géométrique(Pillet, Bonnet et al. accepted) 41
Figure 16 : Vitesses réalisées par les patients appareillés pour les différentes conditions de vitesses de marche, les aires transparentes correspondent aux vitesses réalisées par les sujets du groupe de contrôle 42
Figure 17 : Evolution du pourcentage de phase d'appui et de la longeur de pas en fonction de la vitesse de marche 43
Figure 18 : Courbes cinématiques et cinétiques dans le plan sagittal de la cheville, du genou et de la hanche des sujets asymptomatiques pour les trois conditions de vitesse de marche 45
Figure 19 : Cinématique d'un genou prothétique avec ou sans régulation pour les différentes condition de vitesses de marche à gauche pour un patient utilisant un genou sans régulation et à droite pour un patient utilisant un genou avec régulation 46
Figure 20 : Augmentation de l'angle de flexion du genou en phase oscillante en fonction de la vitesse 47

Figure 21 : Composantes des efforts exercés sur le sol pour le groupe de contrôle, le membre prothétique et le membre contro latéral à vitesse de confort (vitesse normale) 48
Figure 22 : Evolution du maximum de la composante antéro postérieure de l'effort appliqué sur le sol en fonction de la vitesse de marche..... 48
Figure 23 : Initiation de la phase oscillante..... 49
Figure 24 : Bilan des forces s'exerçant sur le corps..... 50
Figure 25 : Analogie au pendule inversé(Kuo 2007)..... 52
Figure 26 : Termes $\overrightarrow{F_{asymptomatique}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ au cours du cycle de marche des sujets asymptomatiques, $\overrightarrow{F_{prothétique}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ au cours du cycle prothétique et $\overrightarrow{F_{controlatéral}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ au cours du cycle du membre controlatéral pour l'ensemble des sujets en vitesse de marche « normale »..... 53
Figure 27 : Evolution des termes $\overrightarrow{F_{asymptomatique}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$. $\overrightarrow{F_{prothétique}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ $\overrightarrow{F_{controlatéral}} \bullet \overrightarrow{V_{G/R_0}}$ en fonction du cycle de marche pour l'ensemble des sujets en vitesse de marche « normale »..... 54
Figure 28 : Identification des paramètres de travail sur la courbe de puissance 55
Figure 29 : Evolution du travail [J /kg] résultant principalement de l'action du membre appareillé, du membre controlatéral par rapport aux sujets asymptomatiques en fonction de la vitesse de marche [m/s]. 55
Figure 30 : Escalier dynamométrique..... 64
Figure 31 : Cycle de descente d'escalier..... 66
Figure 32 : Angles de flexion-extension, couples de flexion-extension et puissances articulaires pour les 19 sujets asymptomatiques 68
Figure 33 Trajectoire du centre de gravité au cours de la descente des escaliers..... 71
Figure 34 : Composantes de l'effort exercé sur la marche de l'escalier lors de la descente 73
Figure 35 : Comportement de la cheville au cours de la descente. A gauche : cheville prothétique, à droite : cheville controlatérale 75
Figure 36 Comportement du genou au cours de la descente. A gauche : Genou prothétique, à droite : genou controlatéral..... 77
Figure 37 : Comportement de la hanche au cours de la descente. A gauche : hanche appareillée, à droite : hanche controlatérale 79
Figure 38 : Comportement des systèmes hydraulique et pneumatique (Radcliffe 1977) 89
Figure 39 : Mesure directe au dessus du genou prothétique (Hicks, Tashman et al. 1985). 91
Figure 40 : Modélisation en dynamique directe de la phase oscillante (Tsai and Mansour 1986)..... 92
Figure 41 : Modification du réglage du contrôle hydraulique de la phase d'appui pour 1 sujet appareillé..... 94

Figure 42 : Composante verticale de l'effort exercé par le membre prothétique et par le membre controlatéral en fonction du pourcentage du cycle du membre prothétique pour le sujet (S_4) ayant effectué des passages avec des réglages différents (vert : réglage fort, bleu : réglage normal, rouge : réglage faible). 95
Figure 43 : Angle de flexion et couple de résistance à la flexion du genou prothétique pour le sujet (S_4) ayant effectué des passages avec des réglages différents (vert : réglage fort, bleu : réglage normal, rouge : réglage faible). 96
Figure 44 : Position du tronc pour le sujet (S_4) ayant effectué des passages avec des réglages différents (vert : réglage fort, bleu : réglage normal, rouge : réglage faible). 97
Figure 45 : Angle de flexion, vitesse de flexion et couple de flexion du genou pour la marche de 6 sujets asymptomatiques, la descente d'escaliers de 19 sujets asymptomatiques et la descente du plan incliné pour 3 sujets asymptomatiques. 98
Figure 46 : Genou polycentrique hydraulique testé expérimentalement 99
Figure 47 : Essais réalisés sur le vérin hydraulique 100
Figure 48 : Relation entre le déplacement du piston et l'angle de flexion du genou 101
Figure 49 : Evolution de l'angle de flexion du genou en fonction du temps équivalente au déplacement sinusoïdal imposé lors de l'essai (rouge : f=2.5Hz, vert : f=2Hz, bleu : f=2.5Hz)... 101
Figure 50 : Relation liant le bras de levier entre l'axe d'action du vérin et la position du centre instantané de rotation et l'angle de flexion du genou 102
Figure 51 : Courbes obtenues sur le genou isolé avec les conditions aux limites imposées par la machine de test 103
Figure 52 : Effort exercé par la tête du vérin en fonction de sa vitesse de déplacement 104
Figure 53 : Comparaison du moment du genou en fonction de l'angle de flexion du genou obtenu à partir de la modélisation de l'unité hydraulique, et par dynamique inverse. 105
Figure 54 : Exemple de résultats obtenus en "dynamique directe" 108
Figure 55 : Protocole de mesure de l'amplitude sagittale proposée par le CERAH 112
Figure 56 : Chargement du pied prothétique pour différentes angulations du tibia prothétique 113
Figure 57 : Exemple de courbe couple-angle de la cheville dans le plan sagittal (Modifié d'après (Au, Herr et al. 2006) 114
Figure 58 : Trajectoire du centre de pression dans un repère lié au tibia 114
Figure 59 : Paramètres calculés sur la trajectoire du centre de pression dans un repère lié au tibia 115
Figure 60 : Test sur pied isolé mis en place par Hansen d'après (Hansen, Childress et al. 2000)..... 115
Figure 61 :"Passive dynamic walkers" (McGeer 1990). 116
Figure 62 : Botte de marche montée sur une portion d'arc de cercle (Adamczyk, Collins et al. 2006). 117

Figure 63 : Evolution de la composante verticale de l'effort appliqué sur le pied et de la position angulaire du tibia par rapport à la verticale au cours de la phase d'appui. 118
Figure 64 : Banc d'essai mis en place 120
Figure 65 : Outil de calibrage DLT 121
Figure 66 : Equilibre du système 122
Figure 67 : Positionnement des mires pour le suivi 2D 123
Figure 68 : Pieds testés expérimentalement 124
Figure 69 : Cartographie des distances en mm entre le point d'application d'un effort et le centre de pression mesuré par la Wii Balance Board ® 124
Figure 70 : Evaluation du suivi des mires 125
Figure 71 : Planti flexion et dorsiflexion de la cheville en fonction de l'angle du tibia/verticale 127
Figure 72 : Courbe couple-angle de la cheville dans le plan sagital 129
Figure 73 : Trajectoire du centre de pression dans un repère lié au tibia 130
Figure 74 : Position de référence pour les différents alignements 131
Figure 75 Courbe Couple-Angle de la cheville dans le plan sagital pour 3 alignements (Décalage antérieur des poids par rapport à la pyramide de 0, 15 et 30 mm) 132
Figure 76 : Couple au genou au cours de l'essai expérimental pour pour 3 alignements (Décalage antérieur des poids par rapport à la pyramide de 0, 15 et 30 mm) 133
Figure 77 : Système d'alignement (Coll F. Djan) 134
Figure 78 : Essai mécanique selon la norme ISO 10328 a) appui avant pied, b) appui talon 140
Figure 79 : Validation du modèle. Les courbes efforts déplacements sont présentées en noir pour les essais mécanique (EXP) et en gris pour le modèle numérique (FEM). A gauche pour l'appui sur l'avant pied et à droite pour l'appui sur le talon 141
Figure 80 : Détermination de la matrice de passage entre l'ancillaire et le modèle en éléments finis 143
Figure 81 Calcul des conditions aux limites dans le repère lié au modèle 144
Figure 82: Trajectoires du centre de pression dans le repère lié au modèle numérique en noir 144
Figure 83: Moyenne de la composante verticale (à gauche) et antéro-postérieure (à droite) de l'effort appliqué sur le pied pour une vitesse de marche de confort en trait plein et pour une vitesse de marche rapide (en pointillés). Les aires représentent 1 écart type autour de cette valeur moyenne 145
Figure 84 : Introduction des conditions aux limites sur le modèle déformé calculé au pas précédent 146
Figure 85 : Influence de la vitesse de marche sur l'énergie de déformation du pied prothétique en fonction du pourcentage de phase d'appui 146

Figure 86 : Modélisation en éléments finis du pied DynaC ® 148
Figure 87 : Conditions aux limites appliquées au noeud pilote 148
Figure 88 : Comparaison des courbes de mobilité et Courbe couple-angle de la cheville dans le plan sagittal obtenues numériquement et expérimentalement 149
Figure 89 : Actualisation de l'effort en fonction de l'angle du tibia par rapport à la verticale 150
Figure 90 : Hypothèse de solide rigide sur le pied 151
Figure 91 : Comparaison de l'énergie de déformation avec le travail effectué par le pied sur le tibia 153

Table des tableaux

Tableau 1 : Comparaison de l'énergie emmagasinée et restituée par trois pieds prothétiques selon trois auteurs de la littérature 21
Tableau 2 : Synthèse des études s'intéressant à la flexion du genou lors de la phase d'appui unipodal lors de la marche à plat 28
Tableau 3 : Synthèse des études d'analyse de la marche comparant les genoux conventionnels aux genoux à microprocesseurs 30
Tableau 4 : Synthèse des études de consommation énergétique comparant des genoux à microprocesseurs et des genoux conventionnels (TF : Sujets amputés Trans-Fémoraux 32
Tableau 5: Analyse de la marche de sujets asymptomatiques à différentes vitesses 35
Tableau 6 : Analyse de la marche de sujets amputés trans-tibiaux à différentes vitesses 36
Tableau 7 : Analyse de la marche de sujets amputés trans-fémoraux à différentes vitesses 37
Tableau 8 : Caractéristiques des sujets amputés trans-fémoraux 38
Tableau 9 : Vitesses réalisées par les sujets contrôle 42
Tableau 10 :Synthése bibliographique de l'analyse de la montée descente d'escaliers de sujets assymptomatiques 60
Tableau 11 : Synthèse bibliographique de l'analyse de la montée descente d'escaliers de sujets amputés du membre inférieur 61
Tableau 12 : Caractéristiques des sujets asymptomatiques ayant participé à l'étude sur les escaliers65
Tableau 13 : Caractéristiques des sujets amputés trans-fémoraux ayant participé à l'étude dans les escaliers 66
Tableau 14 : Comparaison des paramètres temporels du cycle de descente d'escaliers 67
Tableau 15 : Comparaison des paramètres obtenus lors de la descente d'escalier avec la littérature 69
Tableau 16 : Comparaison des paramètres temporels du cycle de descente pour le groupe de sujets asymptomatiques et les sujets appareillés 71
Tableau 17 Maxima de la composante verticale de l'effort appliqué par le pied sur la marche 74
Tableau 18 : Paramètres cheville sujets appareillés et sujets contrôles 76
Tableau 19 : Paramètres genou des sujets appareillés et des sujets contrôles 78
Tableau 20: Paramètres hanche des sujets appareillés et des sujets contrôles 80
Tableau 21 : Effets des différentes sources d'incertitudes 126
Tableau 22 : Mobilités sagittale pour différents pieds prothétiques 127
Tableau 23 : Raideurs en flexion extension pour différents pieds prothétiques 129
Tableau 24 : Paramètres du "Roll Over Shape" pour différents pieds prothétiques 130

Tableau 25 : Modèles élements finis de pieds prothétiques dans la littérature 138
Tableau 26 : Comparaison des raideurs évaluées numériquement et mesurées expérimentalement 141
Tableau 27 : Comparaison des paramètres obtenus numériquement (MEF) et expérimentalement (EXP) 149

MISE EN SITUATION NUMERIQUE ET EXPERIMENTALE DE COMPOSANTS PROTHETIQUES POUR L'APPAREILLAGE DE PERSONNES AMPUTEES DU MEMBRE INFERIEUR

RESUME: L'amputation du membre inférieur est à l'origine d'un handicap définitif. L'appareillage est alors la seule alternative permettant de restituer au patient les fonctions de l'appareil locomoteur. L'analyse quantifiée de la marche permet d'objectiver la compensation de ce handicap. Le premier objectif de ce travail est d'étendre cette analyse quantifiée à d'autres situations de la vie courante rencontrées par les personnes appareillées. Le partenariat clinique et de recherche avec le Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés a notamment permis de s'intéresser à l'influence de la vitesse de marche et à la descente des escaliers. La comparaison de la marche de sujets amputés et appareillés à la marche de sujets asymptomatiques a contribué à définir des paramètres quantitatifs caractérisant la fonctionnalité des composants prothétiques tout en mettant en évidence leurs limites actuelles.
Le second objectif de cette thèse CIFRE en partenariat avec la société PROTEOR, est de mettre en place des bancs d'essais expérimentaux et des modélisations numériques permettant l'évaluation de paramètres fonctionnels pour des composants prothétiques isolés en leur imposant des conditions aux limites proches de celles mesurées avec les sujets amputés. La pertinence de ces outils a été démontrée pour fournir une évaluation fonctionnelle des composants prothétiques en phase de conception. L'ensemble de ce travail de thèse contribue donc à mieux appréhender le comportement des composants prothétiques. L'analyse de composant isolé ou au contraire au sein de l'ensemble prothétique en conditions de fonctionnement apporte des informations complémentaires et offre des perspectives dans la compréhension des mécanismes d'adaptation du patient à son appareillage.

Mots-clés: *biomécanique, marche, escalier, appareillage, composants prothétiques*

EXPERIMENTAL AND NUMERICAL MODELISATION OF PROSTHETIC COMPONENTS FOR LOWER LIMB AMPUTEE

ABSTRACT: Lower limb amputation results in life-long disability. Prosthetic management is the only alternative allowing patients to mimic the human locomotor apparatus and restore function. Quantification of disability compensation can be determined using gait analysis.
The first aim of this work is to extend this quantified analysis to other current real world situations encountered by people using prosthetic limbs. Research on the influence of gait speed and the analysis of stair descent was carried out with the clinical collaboration of the CERAH (Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés). Comparing amputees' gait with that of a non-disabled subject allowed defining objective and functional parameters with their limit.
The second aim of this work, conducted with the industrial support of Proteor, is to define experimental methods and numerical models in order to evaluate functional parameters on isolated prosthetic components. For that, experimentally and numerically created boundary conditions simulating those observed in the gait of amputee subjects were reproduced. The proof of concept of these tools was established to allow functional evaluation of prosthetic components during the design phase.
The work carried out in this thesis thus contributes to a better understanding of prosthetic components. Analyzing components both isolated from the prosthetic apparatus and in full functional conditions offers complementary information and different perspectives helping to better comprehend a patient's adjustment to the use of an apparatus.

Keywords: *biomechanic, gait, stair, prosthetics, prosthetic components*

ARTS ET MÉTIERS ParisTech