

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

Toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

➤ Contact SCD Nancy 1 : theses.sciences@scd.uhp-nancy.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

UNIVERSITE NANCY I – HENRI POINCARE

ECOLE DOCTORALE BIOLOGIE, SANTE ET ENVIRONNEMENT

Thèse

Pour obtenir le grade de

Docteur d'Université
Spécialité 'ingénierie cellulaire et tissulaire'

Présentée et soutenue publiquement
par

Constance GRUMILLIER

Le 8 septembre 2008

Implication du membre inférieur sain
dans les mécanismes d'adaptation de l'amputé
trans-tibial à sa prothèse au cours de la marche

Thèse dirigée par Monsieur le Professeur Jean-Marie ANDRÉ

Jury :

Mr P. THOUMIE, Professeur (Paris), *Rapporteur*
Mr G. DIETRICH, Maître de Conférence (Paris), *Rapporteur*
Mr J.M. ANDRÉ, Professeur (Nancy)
Mr C. BEYAERT, Maître de Conférence (Nancy)

Remerciements

Je tiens à exprimer mes remerciements à toutes les personnes qui se sont rendues disponibles et qui ont contribué à l'aboutissement de ce projet de thèse et tout particulièrement:

A Mon Directeur de Thèse,

Monsieur Jean-marie ANDRE

Professeur en Médecine Physique et de Réadaptation

Qui m'a donné la chance d'intégrer l'Institut Régional de Réadaptation à mes débuts, qui m'a confié ce sujet de thèse et qui en a accepté sa direction. Qu'il trouve dans ce travail, avec Monsieur le docteur Jean PAYSANT, l'expression de mon profond respect. Que tous deux soient assurés, d'une part, de la grande reconnaissance que je leur porte pour les démarches qu'ils ont entreprises concernant mon devenir d'après thèse et, d'autre part, de recevoir une grande satisfaction au travers mon embauche.

C'est avec grand plaisir que je continuerai à bénéficier de leurs conseils et de leurs compétences.

A mon maître de stage,

Monsieur Christian BEYAERT
Maître de Conférence des Universités
Praticien Hospitalier en physiologie

Que je remercie chaleureusement pour son encadrement irréprochable et pour les qualités de pédagogue dont il fait preuve. Sa patience, son entière disponibilité et sa bienveillance ont largement facilité la réalisation de ce travail. C'est avec grand plaisir que j'ai réalisé mes travaux à ses côtés et que je les poursuivrai les années à venir.

Aux membres du Jury,

Monsieur Philippe THOUMIE
Professeur en Médecine Physique et de Réadaptation

Monsieur Gilles DIETRICH
Maître de Conférence des Universités

Qui me font l'honneur de participer à l'évaluation de mon travail et dont les compétences respectives dans les domaines de la médecine physique et de réadaptation et de la science du mouvement sont indéniables.

A Monsieur Noël MARTINET,
Docteur en Médecine Physique et de Réadaptation

Dont l'abord si sympathique, la présence si chaleureuse et les connaissances en appareillage ont été d'une aide précieuse dans la réalisation de mon travail.

A Madame Marie-Agnès HALDRIC,
Technicienne d'exploration

Pour ses compétences et son assistance technique, sa grande disponibilité et son important soutien pendant ces quatre longues années.

A l'ensemble du personnel du Centre de Réadaptation de Gondreville et du Centre Louis Pierquin de Nancy;

A l'école doctorale BioSE et à l'équipe d'accueil 3450 de la Faculté de Médecine de Nancy;

A tous les patients volontaires pour cette étude;

A la société PROTEOR de Nancy;

Au support financier du Ministère de la Santé et de l'Institut Régional de Réadaptation de Nancy (UGECAM);

Enfin et surtout:

A mes parents, à mes sœurs et à mon frère,

Auprès desquels j'aime tant me retrouver, pour la joie de vivre qui les anime et l'amour dont ils m'ont toujours entourée.

*A toute ma famille
et particulièrement à Jacques SOMMELET,*

Dont le courage et la force sont exemplaires et qui m'a fait bénéficier de sa parfaite maîtrise de la langue anglaise.

A Jérôme,

Pour la patience dont il a fait preuve et pour tout ce qu'il a su m'apporter ces deux dernières années.

A tous mes amis qui sont heureusement nombreux,

Qu'ils sachent l'importance et la valeur que j'attache à l'amitié de chacun d'eux.

Table des matières

REMERCIEMENTS.....	3
TABLE DES MATIERES	8
INTRODUCTION GENERALE	10

PREMIÈRE PARTIE :

MARCHE NORMALE ET MARCHE PATHOLOGIQUE.....	13
---	-----------

1.1 GENERALITES.....	14
1.1.1 <i>Contrôle de la motricité</i>	<i>14</i>
1.1.2 <i>Stratégies d'adaptation / de compensation</i>	<i>16</i>
1.1.3 <i>Symétrie de la marche</i>	<i>17</i>
1.2 L'ANALYSE QUANTIFIEE DE LA MARCHE	19
1.2.1 <i>Historique.....</i>	<i>19</i>
1.2.2 <i>Technologies disponibles</i>	<i>22</i>
1.2.3 <i>Les systèmes optoélectroniques.....</i>	<i>23</i>
▶ <i>Présentation</i>	<i>23</i>
▶ <i>Rappels de biomécanique articulaire.....</i>	<i>27</i>
▶ <i>Avantages et inconvénients</i>	<i>33</i>
▶ <i>Les valeurs normales de référence</i>	<i>34</i>
▶ <i>Applications cliniques</i>	<i>35</i>
1.2.4 <i>Perspectives cliniques</i>	<i>36</i>

DEUXIÈME PARTIE :

L'AMPUTE TRANS-TIBIAL.....	38
-----------------------------------	-----------

2.1 ETIOLOGIES ET DIFFERENTS NIVEAUX D'AMPUTATION TIBIALE	39
2.2 APPAREILLAGE	40
2.2.1 <i>Composants prothétiques</i>	<i>41</i>
2.2.2 <i>Procédure d'alignement.....</i>	<i>44</i>
2.3 ADAPTATION A L'APPAREILLAGE	46
2.3.1 <i>Modifications du comportement moteur</i>	<i>48</i>
▶ <i>Modifications de la station debout</i>	<i>48</i>
▶ <i>Modifications de la marche</i>	<i>49</i>
▶ <i>Pathologies de l'appareil locomoteur</i>	<i>49</i>
▶ <i>Appareillage et rééducation.....</i>	<i>50</i>
2.3.2 <i>Interface moignon-empoiture</i>	<i>50</i>
▶ <i>Problèmes / complications</i>	<i>50</i>
▶ <i>Solutions.....</i>	<i>52</i>
2.3.3 <i>Recherche d'une optimisation du réglage des prothèses</i>	<i>53</i>
▶ <i>Effets de l'alignement sur la marche</i>	<i>53</i>
▶ <i>Adaptation du patient au réglage de la prothèse</i>	<i>55</i>
▶ <i>Apports de l'analyse quantifiée de la marche</i>	<i>56</i>

TROISIÈME PARTIE :

ETUDE DES MECANISMES D'ADAPTATION IMPLIQUANT LE MEMBRE INFERIEUR SAIN CHEZ L'AMPUTE TIBIAL UNILATERAL AU COURS DE LA MARCHE..... 58

3.1 JUSTIFICATION THEORIQUE DE L'ETUDE	60
3.2 OBJECTIFS DE L'ETUDE	61
3.3 MATERIEL ET METHODES	63
3.3.1 <i>Population</i>	63
▶ Groupe de patients amputés tibiaux unilatéraux	63
▶ Groupe de sujets sains témoins	64
3.3.2 <i>Protocole</i>	65
3.3.3 <i>Variables étudiées</i>	66
▶ Ressenti du patient	67
▶ Angle de progression du pied.....	67
▶ Paramètres spatiaux et temporels	67
▶ Forces de réaction du sol (FRS)	67
▶ Cinématique et cinétique du genou	67
▶ Cinématique et cinétique de la hanche	68
▶ Dynamique des membres inférieurs	68
3.3.4 <i>Analyse statistique</i>	68
3.4 RESULTATS	69
3.4.1 <i>Ressenti du patient</i>	69
3.4.2 <i>Angle de progression du pied</i>	69
3.4.3 <i>Paramètres spatiaux et temporels</i>	70
3.4.4 <i>Force de Réaction du Sol</i>	70
3.4.5 <i>Cinématique et cinétique du genou</i>	72
3.4.6 <i>Cinématique et cinétique de la hanche</i>	74
3.4.7 <i>Dynamique des membres inférieurs</i>	78
3.5 DISCUSSION	80
3.5.1 <i>Remarques sur la méthode</i>	81
3.5.2 <i>Généralités sur les conditions de marche</i>	82
3.5.3 <i>Dynamique du genou</i>	82
3.5.4 <i>Dynamique de la hanche</i>	85
3.5.5 <i>Dynamique des membres inférieurs</i>	87
3.6 CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES	89

CONCLUSION GENERALE 91

BIBLIOGRAPHIE 95

ANNEXES..... 104

PUBLICATIONS

RÉSUMÉS

Introduction générale

La marche est une activité motrice dont l'exploration a toujours suscité un vif intérêt dans le domaine médical : d'une part parce qu'elle implique des interactions complexes entre différents systèmes (nerveux, musculaire, squelettique et l'environnement) et, d'autre part, parce-qu'elle peut être altérée par de nombreuses pathologies. Activité essentielle à l'autonomie d'une personne, ses perturbations sont à l'origine d'incapacités générant des handicaps variés.

Les variables mécaniques à l'origine du mouvement des muscles, os et articulations au cours de la marche sont régulées par le système nerveux et sont donc importantes à considérer. Leur approche a été rendue possible en clinique grâce au développement de différents outils de mesure plus ou moins sophistiqués. Parmi les plus sophistiqués, l'analyse tridimensionnelle du mouvement peut permettre, grâce une approche quantifiée et objective des paramètres cinématiques et cinétiques de la marche, une application thérapeutique par la détection et l'évaluation des troubles de la marche et par l'évaluation et l'orientation des traitements (chirurgicaux, médicamenteux, programmes rééducatifs etc.). Cependant, comme cet outil biomécanique est de développement récent, sa pertinence pour l'orientation thérapeutique est encore en cours d'évaluation.

L'amputation des membres inférieurs touche à l'intégrité corporelle et altère nécessairement la marche puisque les membres concernés sont les principaux effecteurs de cette activité motrice. Chez le patient amputé tibial unilatéral (ATU), l'amputation est réalisée sur un seul membre inférieur, en dessous de l'articulation de genou. Les causes d'amputation tibiale sont diverses et induisent des indications thérapeutiques très différentes. Le patient bénéficie d'une prise en charge multidisciplinaire (chirurgien, prothésiste, kinésithérapeute, médecin de médecine physique et de réadaptation...) et un des principaux objectifs est qu'il retrouve une marche harmonieuse, confortable et la moins coûteuse sur le plan énergétique. Pour répondre à cet objectif fonctionnel, l'appareillage prescrit par le médecin rééducateur, sa conception et son réglage, effectués par l'orthoprothésiste sont essentiels. La prothèse tibiale, qui se doit de restituer au mieux les fonctions manquantes assurées normalement par le segment jambier, la cheville et le pied, est constituée de divers composants. Le positionnement relatif de chacun d'eux par rapport aux autres et leur orientation respective dans les trois plans de l'espace permet une multitude d'alignements de la prothèse. Ces réglages ont des répercussions sur la marche du patient, celui-ci ayant la capacité de développer des stratégies pour s'adapter au réglage de sa prothèse au cours de la marche. De plus, les procédures d'alignement utilisées par les orthoprothésistes reposent sur leur appréciation subjective de la marche du patient et sur les commentaires rapportés par ce dernier.

Dans ce contexte, l'analyse tridimensionnelle du mouvement peut-être utilisée pour répondre à un double objectif : dans un premier temps, détecter et améliorer la compréhension des stratégies d'adaptation développées au cours de la marche par l'ATU face aux modifications de réglage de sa prothèse par une approche fonctionnelle et expérimentale et, secondairement, aider au réglage des prothèses par une approche purement pratique.

Ce travail de thèse a été réalisé au Laboratoire d'Analyse Clinique de la Posture et du Mouvement de l'Institut Régional de Réadaptation de Nancy dans le cadre d'un programme hospitalier de recherche clinique (PHRC) régional. L'analyse tridimensionnelle a été utilisée dans le but de détecter et de caractériser les conséquences biomécaniques de différents réglages de la rotation transverse du pied prothétique sur les articulations des membres inférieurs au cours de la marche chez l'amputé tibial unilatéral.

L'objectif principal était de mettre en évidence le rôle de compensation du membre inférieur sain.

Marche normale et marche pathologique

La marche, activité motrice réalisée de manière quasi automatique, doit répondre simultanément à plusieurs exigences : propulser le corps vers l'avant ou vers l'arrière (but principal du déplacement); maintenir l'équilibre lors de situations d'appui très variables (phase monopodale ou bipodale); coordination entre posture, équilibre et locomotion avec adaptation à tout moment en fonction des contraintes de l'environnement extérieur.

1.1 Généralités

1.1.1 Contrôle de la motricité

L'organisation des activités sensori-motrices est sous la dépendance du système nerveux central, mais il ne représente que l'un des trois partenaires d'un système d'interaction intégrant le système musculo-squelettique et le monde extérieur (**Figure 1**). Cette schématisation reproduite d'après Viel (Viel 2000) illustre l'interaction des systèmes qui sont mis en jeu lors de l'acte moteur. Les flèches indiquent les interactions entre les différents partenaires. Le système nerveux est informé de l'état du système musculo-squelettique et de celui du monde extérieur. Il provoque la contraction musculaire (forces internes). Le monde extérieur agit sur le système musculo-squelettique.

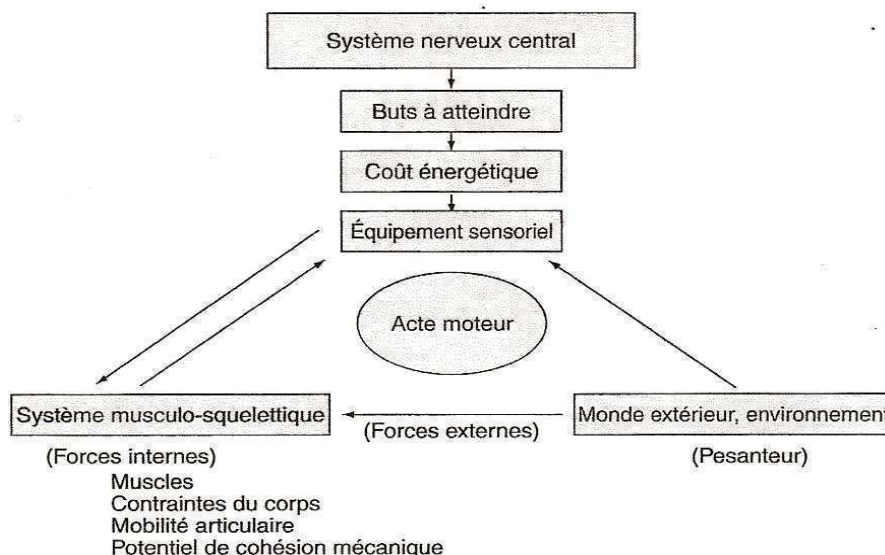


Figure 1: Interaction des systèmes en présence pour la réalisation de l'acte moteur
(Reproduit d'après La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements, page 71, (Viel 2000).

Selon Bouisset, l'étude du contrôle de la motricité nécessite des points de vue disciplinaires croisés comprenant celui de la Mécanique (Bouisset 2006). La raison en est

simple : l'homme ne peut pas échapper davantage aux lois de la Mécanique que n'importe quel autre corps, vivant ou inerte. Newton a permis l'introduction de la notion de dynamique à la description purement cinématique du mouvement. Il donne ainsi une explication sur l'origine des mouvements des corps, grâce à l'introduction du concept de force, qui relie les effets cinématiques aux causes qui les produisent. Les lois de Newton permettent de relier, à chaque instant forces (cinétique) et mouvements (cinématique). Le corps ne peut être mû que dans la mesure où le milieu extérieur offre une réaction au mouvement des membres relativement au corps. Les caractéristiques du mouvement dépendent donc, en plus de l'action musculaire (forces internes), des forces extérieures au corps et des propriétés de la (ou des) surface(s) d'appui.

Le système nerveux et le système musculo-squelettique forment une entité fonctionnelle ayant une structuration convergente à plusieurs niveaux. Ainsi, les motoneurones donnent une réponse intégrée à de multiples influences synaptiques, le muscle développe une tension dont la composante active est le résultat intégré des unités motrices actives. Pour chaque articulation, le moment de force résultant est la somme algébrique des produits entre force et bras de levier de tous les muscles actionnant cette articulation. Enfin, une intégration inter-segmentaire est évidente lorsque les moments de deux articulations ou plus collaborent vers un but commun. Cette collaboration est appelée une synergie. L'étude de la dynamique des mouvements a permis de montrer que c'est au niveau des moments articulaires ou des synergies que le système nerveux central assure un contrôle de la motricité (Winter *et al.* 1995) comme cela avait déjà été postulé (Bernstein 1967). La structuration convergente du système musculo-squelettique est illustrée par la figure 2. Quinze muscles majeurs de trois articulations peuvent agir pour contrôler l'angle du genou lors d'un appui sur le membre. Différentes combinaisons d'activités musculaires peuvent conduire à un même moment articulaire et différentes combinaisons de moments articulaires peuvent conduire à un même angle du genou. Un tel système convergent, caractérisé par une variabilité de possibilités pour produire une même tâche cinématique, est donc capable d'une grande adaptabilité pour faire face à diverses conditions environnementales ou à diverses anomalies motrices ou squelettiques. D'autre part, le système musculo-squelettique, qui comporte un grand nombre de segments et de degrés de liberté, est capable d'une grande diversité de postures et de mouvements tout en respectant des tâches cinétiques permanentes (maintien d'un soutien antigravitaire et maintien de l'équilibre).

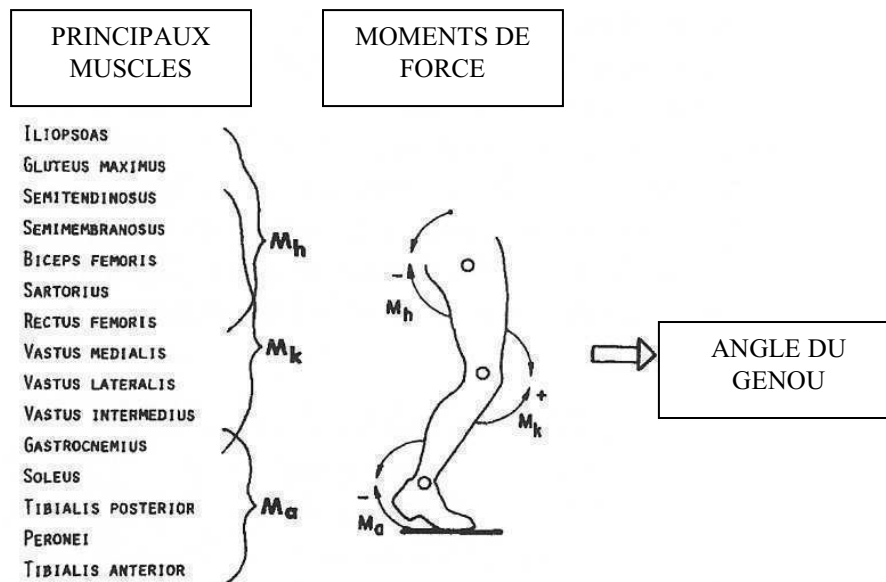


Figure 2: Muscles influençant l'angle du genou pendant l'appui

La nature convergente du système musculo-squelettique est démontrée par le nombre de muscles extenseurs et fléchisseurs qui contrôlent les moments des trois articulations qui, à leur tour, contrôlent l'angle du genou (Winter *et al.* 1995)

L'étude de la biomécanique tridimensionnelle de la posture et du mouvement permet une approche fonctionnelle du comportement moteur de l'unité opératoire formée par les trois systèmes fonctionnellement associés que sont le système nerveux central (le système de commande), le système ostéo-articulaire (le système mécanique) et le système musculaire (les actuateurs) (Bernstein 1967; Gelfand *et al.* 1998). Lorsqu'un des trois systèmes est initialement touché par des lésions, cela s'accompagne de modifications adaptatives des deux autres systèmes afin d'assurer autant que possible les fonctions motrices de l'unité opératoire (Didier 2004). Dans le cas des personnes amputées et appareillées, la marche est modifiée par des modifications structurales et/ou fonctionnelles du système musculo-squelettique. L'approche biomécanique offre ainsi des variables pertinentes pour étudier les phénomènes d'adaptation et de compensation qui en résultent et pour améliorer la compréhension des troubles moteurs.

1.1.2 Stratégies d'adaptation / de compensation

Dans diverses pathologies neuro-orthopédiques, le système nerveux central continue à permettre une locomotion équilibrée par une réorganisation motrice adaptée aux pathologies (Winter 1989). Ainsi par exemple des anomalies orthopédiques des membres inférieurs sont associées à des mécanismes de compensation motrice permettant la marche (Beyaert *et al.* 2003a; Beyaert *et al.* 2003b; Beyaert *et al.* 2004; Paysant *et al.* 2004; Sirveaux *et al.* 2006). Chez le sujet amputé, la finalité d'économie semble prévaloir par la sélection de structures et

de stratégies réduisant le coût énergétique de la locomotion (André *et al.* 2004). Dans ce cas, la marche fait appel à des compensations, solutions mécaniques nouvelles tenant compte des modifications du système ou des déficiences des effecteurs (Powers *et al.* 1998). Chez l'amputé tibial, il a été montré une mise en charge et une utilisation musculaire augmentées du membre intact au cours de la marche (Nolan *et al.* 2000). Aussi, les muscles extenseurs (quadriceps) et fléchisseurs (ischio-jambiers) du genou du membre amputé ont une activité augmentée en intensité et en durée par rapport à la normale, ce qui est associé à une augmentation du coût énergétique de la marche (Torburn *et al.* 1990; Pinzur *et al.* 1991; Powers *et al.* 1998). Inversement, il existe une réduction des mouvements du genou ainsi que des couples de force (appelés moments) appliqués au genou du membre appareillé associée à une co-contraction des muscles extenseurs et fléchisseurs du genou en début et milieu de la phase d'appui (Winter *et al.* 1988; Perry *et al.* 1997; Powers *et al.* 1998). Ainsi, on observe au niveau du genou du membre amputé en appui, une diminution significative de la flexion initiale, du moment externe de flexion, et donc du moment interne d'extension, ainsi qu'une diminution de la puissance positive développée par rapport au genou sain (Powers *et al.* 1998). Ce contrôle du genou constitue un mécanisme d'adaptation de l'amputé à sa prothèse et dépend des propriétés biomécaniques de la prothèse.

Chez l'ATU, la perte de l'intégrité corporelle et la faible mobilité du membre prothétique entraîne des boîtiers qui touchent le bassin et le tronc (Plas *et al.* 1979) et des difficultés pour passer le pas. Les compensations détectées au cours de la phase oscillante du membre amputé afin de faciliter le passage du pas sont le mouvement en abduction et en rotation externe de la hanche du côté amputé (fauchage) et la flexion plantaire du pied sain en appui permettant l'ascension du talon et l'élévation du centre de gravité.

Malgré les progrès de la technologie des prothèses, des mécanismes de compensation par les parties intactes restent mis en jeu.

Ces différentes stratégies adaptatives ont des répercussions évidentes sur la symétrie entre les deux membres inférieurs au cours de la marche.

1.1.3 Symétrie de la marche

La marche bipède implique des mouvements alternés des membres supérieurs et inférieurs. Des études évaluant le degré de symétrie entre les membres inférieurs droit et gauche ont été réalisées. Ainsi, il a été montré que les caractéristiques spatio-temporelles, cinématiques, cinétiques et électromyographiques de la marche sur terrain plat présentent habituellement une symétrie droite-gauche liée, en partie, à la symétrie du système musculo-squelettique et à l'alternance rythmée des activités musculaires (Sadeghi *et al.* 2000). La

marche symétrique a l'avantage biomécanique de diminuer les déplacements du centre de masse durant chaque cycle de marche, et ainsi parer à une déambulation trop coûteuse en énergie (Fischer *et al.* 1978; Skinner *et al.* 1985). Cependant, des asymétries locales et globales ont pu être détectées au cours de la marche de sujets sains (Sadeghi *et al.* 2000). Certains de ces cas d'asymétrie entre le membre inférieur droit et le membre inférieur gauche ont pu être attribués à la dominance latérale et/ou à l'asymétrie de la musculature des hanches (Rosenrot 1980; Gundersen *et al.* 1989; Sadeghi *et al.* 2000). Des asymétries droite/gauche ont été rapportées pour des paramètres spatio-temporels (Seliktar *et al.* 1979; Gundersen *et al.* 1989), cinématiques (Gundersen *et al.* 1989; Stefanyshyn *et al.* 1994b), cinétiques (Giakas *et al.* 1997) et électromyographiques (Ounpuu *et al.* 1989). En accord avec toutes ces données, la marche normale présenterait une asymétrie naturelle, qui serait associée à des contributions fonctionnelles différentes des membres inférieurs dans l'exécution des tâches de propulsion et d'équilibre dynamique. Une asymétrie au niveau des membres supérieurs au cours de la marche normale a aussi été relevée (Riley *et al.* 1977).

L'asymétrie de la marche présentée habituellement par les amputés unilatéraux appareillés est un facteur d'augmentation du coût énergétique (Skinner *et al.* 1985; Waters *et al.* 1999; Donker *et al.* 2002). Il apparaît donc logique de s'intéresser au concept de symétrie de la marche chez le patient amputé tibial afin de rendre sa marche la moins coûteuse possible. Ainsi, plusieurs investigateurs se sont référés à la symétrie de la marche entre le membre inférieur prothétique et le membre intact (Hannah *et al.* 1984a; Mizrahi *et al.* 1986). Un schéma général de marche généralement symétrique est indicateur de marche saine, et c'est un des buts de la rééducation de l'amputé (Baker *et al.* 1990; Isakov *et al.* 1996). Cependant, ce but reste discutable puisque, comme déjà justement souligné auparavant (Winter *et al.* 1988), un patient amputé subit une asymétrie majeure du système neuro-musculo-squelettique, sa fonction ne peut donc pas être optimale lorsqu'il est question de produire une marche symétrique. Ainsi, le patient amputé, probablement, adopte une nouvelle asymétrie optimale dans les limites des contraintes imposées par son système résiduel et sa prothèse. Les membres prothétique et intact constituent deux systèmes biomécaniques distincts et le schéma de marche du côté prothétique ne peut donc pas être une véritable image symétrique de la jambe saine (Bagley *et al.* 1991; Isakov *et al.* 2000). D'autre part, l'importance de l'asymétrie varie selon la variable considérée, de façon parfois contradictoire. Ainsi, une asymétrie de la durée du double support (ratio de 0,74) (Isakov *et al.* 1997) et une symétrie de la longueur du pas et de la durée d'appui (ratios de 0,98 et 0,96 respectivement) (Hirokawa *et al.* 1989) ont été rapportées. La marche de l'amputé peut aussi présenter une asymétrie de l'activité musculaire de la hanche comme l'augmentation de l'activité des fléchisseurs du

côté amputé par rapport au côté intact en réponse à la faiblesse de la fonction de la cheville (Winter *et al.* 1988; Czerniecki *et al.* 1991). Ces asymétries sont souvent attribuées par les auteurs à des mécanismes de compensation fonctionnelle.

Bien que la symétrie de la dynamique de marche ne soit pas un objectif à atteindre, la réduction de l'asymétrie pour certaines variables biomécaniques pourrait révéler une marche de meilleure qualité. Par exemple, l'importance de l'asymétrie de certaines variables cinétiques pourrait refléter l'importance des phénomènes de compensation dynamique au cours de la marche. La réduction de l'asymétrie de ces variables serait ainsi l'indicateur d'une marche nécessitant moins de compensation. La recherche de variables biomécaniques témoignant de mécanismes d'adaptation motrice constitue un axe de recherche dans lequel s'inscrit ce travail de thèse.

1.2 L'analyse quantifiée de la marche

Deux types d'analyse de la marche peuvent être réalisés : l'analyse visuelle, d'observation, qualitative et l'analyse instrumentée, quantitative, de développement récent. L'analyse de la marche peut nécessiter ou se contenter de systèmes très différents, avec des difficultés de mise en œuvre très variables. La technologie utilisée doit permettre de fournir les résultats désirés en lien avec des objectifs cliniques spécifiques.

1.2.1 Historique

A travers l'histoire, l'intérêt pour les mouvements au cours de la marche n'a cessé de croître. Les peintures et sculptures de la Rome et de la Grèce antique prouvent que les artistes de ce temps possédaient déjà une compréhension de la forme et de l'alignement des jambes durant différentes activités. Pendant la Renaissance des avancées sont réalisées grâce aux investigations de dissection humaines avec Léonard de Vinci, Galilée, Newton et surtout Borelli. Au début du 19^e siècle les frères Weber font la première investigation biomécanique formelle. Depuis, les avancées qui ont suivi dans quatre domaines scientifiques différents ont contribué au développement de l'analyse de la marche. Ces quatre domaines sont la cinématique, la cinétique, l'électromyographie et les mathématiques.

La première étude de cinématique a été entreprise en France par Marey dans les années 1870 (avec la chronophotographie) et la première étude majeure de cinématique de marche par Inman et collaborateurs dans les années 1949-50 en Californie (Inman 1966). Il faudra attendre la fin des années 70 et le début des années 80 pour voir apparaître des systèmes de mesure utilisant des caméras reliées à des ordinateurs.

Suite aux premiers dessins purement mécaniques de Amar puis Elftman, réalisés au début du XIXème siècle, le développement de la 3D prend le dessus à la fin des années 1970 avec des instruments de mesure de cinétique tridimensionnelle.

La première étude majeure d'électromyographie de la marche a été réalisée, là encore, par l'équipe d'Inman dans les années 50 et de nombreuses améliorations ont ensuite été faites par Basmajian (Basmajian 1973) dans les années 70 et Perry dans les années 80-90 (Perry *et al.* 1981a; Perry *et al.* 1981b) qui ont facilité et amélioré les enregistrements de l'activité musculaire.

La première utilisation majeure des mathématiques pour la compréhension de la mécanique de la marche apparaît vers 1890 avec Braune et Fischer en Allemagne. Cette approche a été complétée par Bernstein dans les années 1930 (Bernstein 1967) puis par Inman dans les années 50. A partir des années 60, un nombre important d'études ont été publiées sur la transmission des forces et des moments articulaires ainsi que sur la conservation d'énergie au cours de la marche notamment par Paul (Paul *et al.* 1975; Paul 1976), Cavagna (Cavagna 1969) et Winter (Winter *et al.* 1976; Winter *et al.* 1978).

Ainsi, de la fin des années 40 à la fin des années 70, l'analyse biomécanique de la marche d'un individu devient possible mais n'est pas vraiment pratiquée parce qu'elle implique une complexité de calculs. L'avancée de l'électronique, de l'informatique et des mathématiques vont rendre plus faciles ces calculs. Toutefois, l'utilisation de routine de l'analyse de la marche en clinique ne pouvait apparaître tant que le coût, la taille et la complexité des ordinateurs n'avaient pas suffisamment diminué afin d'obtenir des machines véritablement appropriées à l'utilisation en laboratoire (Gage 1983).

Malgré cela, des avancées dans le domaine clinique étaient tout de même menées en parallèle, utilisant des méthodes d'analyse moins sophistiquées et plus anciennes afin d'améliorer la compréhension des troubles de la marche. Ainsi, les frères Ducroquet ont montré dans les années 60, l'intérêt clinique qui pouvait résulter de l'analyse de la marche normale et pathologique. La « cage de verre simplifiée » alors utilisée ne permettait l'étude de la marche humaine que sous un aspect qualitatif, faisant regretter aux auteurs de ne pas pouvoir établir « *une analyse concrète, mathématique de la marche, analyse d'une constante utilité dans les disciplines telles que l'orthopédie, la rhumatologie, la neurologie, etc.* » (Ducroquet *et al.* 1965). De même, le Dr Murray, dans les années 60 aux Etats-Unis, progresse dans le domaine clinique. En adaptant une technique centenaire de chronophotographie, elle développe une méthode de mesure de la cinématique du corps complet dans les trois plans de l'espace au cours de la marche normale. En se basant sur cette solide compréhension des schémas de marche normaux, elle étudie ensuite les troubles de la marche chez des personnes avec des

pathologies neuromusculaires et musculo-squelettiques. Son travail dans ce domaine inclut des études longitudinales (analyses comparées des marches pré et postopératoires) pour améliorer les interventions thérapeutiques, comme pour l'arthroplastie de hanche ou le design des prothèses.

Dès que les systèmes plus sophistiqués ont pu être facilement utilisables en routine clinique, quatre chirurgiens orthopédiques ont été largement responsables de l'introduction de l'analyse de la marche dans le parcours de soin routinier du patient. Ce sont Perry, Sutherland et Gage aux Etats-Unis et Rose en Angleterre.

Perry fut la pionnière dans l'utilisation d'électrodes EMG filaires qu'elle utilise comme un outil clinique principal dans la détermination de procédures chirurgicales appropriées pour corriger les anomalies de marche. Elle a décrit le cycle de marche en cinq périodes pour la phase d'appui: contact initial, phase de réponse à la charge, milieu d'appui, fin d'appui et pré-phase oscillante et en trois périodes pour la phase d'oscillation: initiale, centrale et terminale (**Figure 3**).

David Sutherland décrit autrement la phase d'appui, composée de trois périodes : deux phases de double appui séparées d'une phase de simple appui (**Figure 4**).

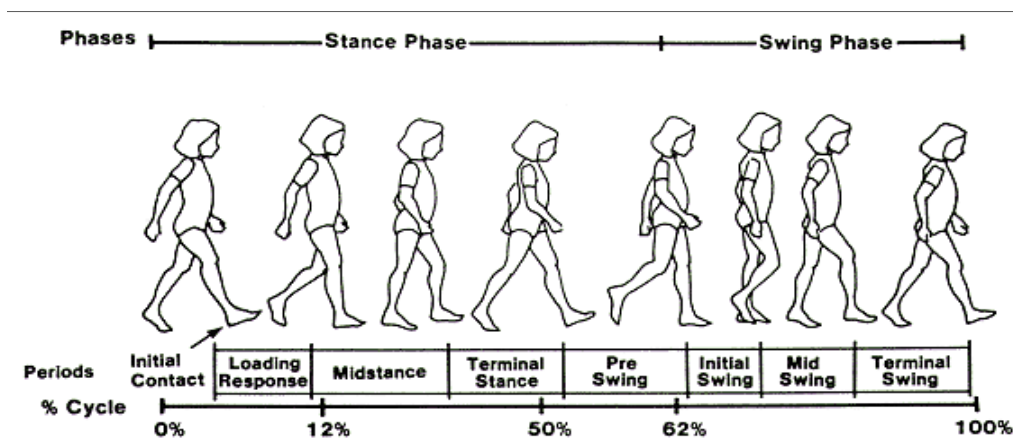


Figure 3: Division du cycle de marche décrite par Perry J

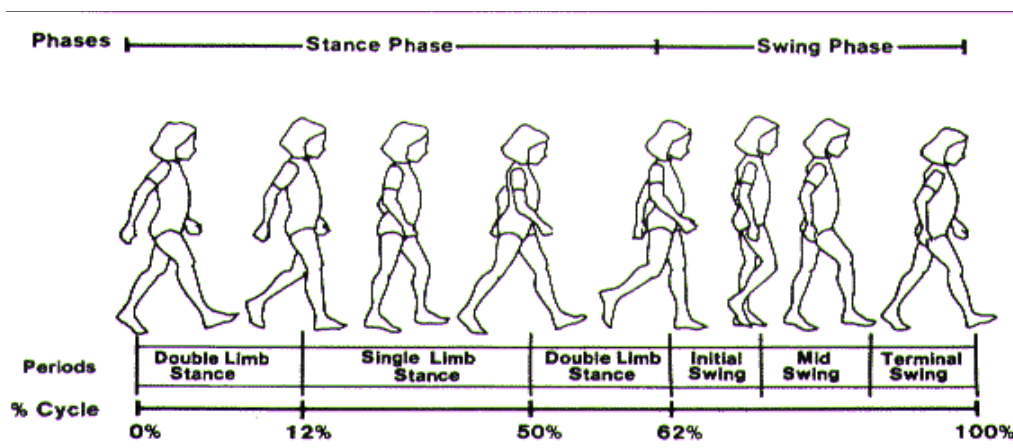


Figure 4: Division du cycle de marche décrite par Sutherland D

Winter, en collaboration avec Gage, est à l'origine de l'analyse tridimensionnelle de la marche à partir de systèmes optoélectroniques (marqueurs réfléchissants placés sur la peau dont les trajectoires 3D sont reconstruites à partir de caméras infrarouges).

Rose est le premier à avoir superposé le vecteur de la force de réaction du sol sur une vidéo.

Actuellement, diverses technologies sont disponibles et permettent d'étudier différents aspects de la marche.

1.2.2 Technologies disponibles

De très nombreuses méthodes, qui vont de la plus simple à la plus sophistiquée, sont disponibles maintenant pour observer ou enregistrer de manière qualitative et quantitative la marche humaine, soit en laboratoire, soit en situation de vie habituelle par des méthodes ambulatoires. Les méthodes les plus répandues peuvent être classées en fonction de la nature des informations qu'elles fournissent (Dujardin 1997): mesure des paramètres spatio-temporels (locomètre de Bessou, actimètre, podomètre), mesure du mouvement (cinématographie, systèmes opto-électroniques, accéléromètres associés à des gyromètres ou magnétomètres, (électro)goniomètres, technologie GPS), mesure des forces mises en jeu (plate-forme de force, semelles munies de capteurs de pression), mesure de l'activité musculaire (électromyographie), mesure de la répartition des appuis plantaires (podoscopes), mesure de la fréquence cardiaque (cardiofréquencemètre), mesure de la consommation énergétique (calorimétrie directe avec mesure des échanges gazeux ou indirecte avec mesure de la fréquence cardiaque).

Ces différents systèmes peuvent être utilisés soit exclusivement en laboratoire et/ou en conditions réelles de vie. Deux articles récents présentent l'intérêt des systèmes embarqués dans l'évaluation de la locomotion en situation d'exercice et de vie réelle. Paysant et collaborateurs font une revue détaillée des différents monitorages de la locomotion (Paysant *et al.* 2007), Wong présente quant à lui l'intérêt de l'utilisation de capteurs électroniques miniatures embarqués comme système de suivi et de contrôle de l'appareillage prothétique (Wong 2007).

Enfin, ces différents systèmes de mesure peuvent être associés entre eux en fonction des données que l'on souhaite recueillir et confronter.

Dans tous les cas, le choix du système de mesure et de sa sophistication dépend de l'objectif de l'étude clinique envisagée défini au préalable par le clinicien. La connaissance des possibilités et des limites des systèmes de mesure permet le choix de la méthode pertinente,

rendant possible une reproductibilité et une précision suffisantes et compatibles avec l'objectif clinique.

Parmi toutes ces technologies disponibles, nous allons nous attarder plus particulièrement sur les systèmes optoélectroniques d'analyse tridimensionnelle du mouvement puisque c'est un système de ce type qui a été utilisé pour notre étude.

1.2.3 Les systèmes optoélectroniques

► Présentation

L'analyse tridimensionnelle du mouvement, qu'elle soit focalisée sur un secteur corporel, sur la marche ou sur le corps entier constitue un moyen d'évaluation précis de la biomécanique de l'appareil locomoteur. Ce type d'analyse comporte l'utilisation de systèmes optoélectroniques, développés à partir des années 70, reposant sur un système de stéréophotogrammétrie : à l'aide de caméras à infrarouges filmant des marqueurs réfléchissants, les données simultanées de chaque caméra permettent de reconstruire la trajectoire de chaque marqueur. Les marqueurs sont positionnés sur la peau au niveau de repères anatomiques proches de repères osseux (**annexe I**) et des modèles cinématiques permettent de calculer, à partir des marqueurs et des mesures anthropométriques (**annexe II/2**), un squelette simplifié constitué de segments articulés autour des centres de rotation.

L'analyse cinématique permet de mesurer les positions tridimensionnelles des marqueurs ou les mouvements segmentaires et angulaires du modèle articulé. Ces systèmes permettent aujourd'hui l'acquisition et la restitution en temps réel des mouvements tridimensionnels, même effectués à vitesse très rapide, avec une grande précision.

L'analyse cinétique est réalisée par dynamique inverse. Ainsi, des variables cinétiques, telles que le moment (force de rotation) ou la puissance angulaire sont calculées à partir des données cinématiques et de la force de réaction du sol recueillie par des plate-formes de force placées au sol.

Eventuellement complétées de mesures électromyographiques (mesure des périodes d'activité musculaire rapportées au cycle de marche) et vidéographiques (caméras à sortie analogique continue connectés à une interface permettant de numériser les images) synchrones, ces données 3D permettent une analyse de la biomécanique de la marche appliquée à divers domaines tels que la physiologie ou la physiopathologie des de la marche.

La figure 5 donne une idée des différents composants du système permettant une analyse tridimensionnelle complète.

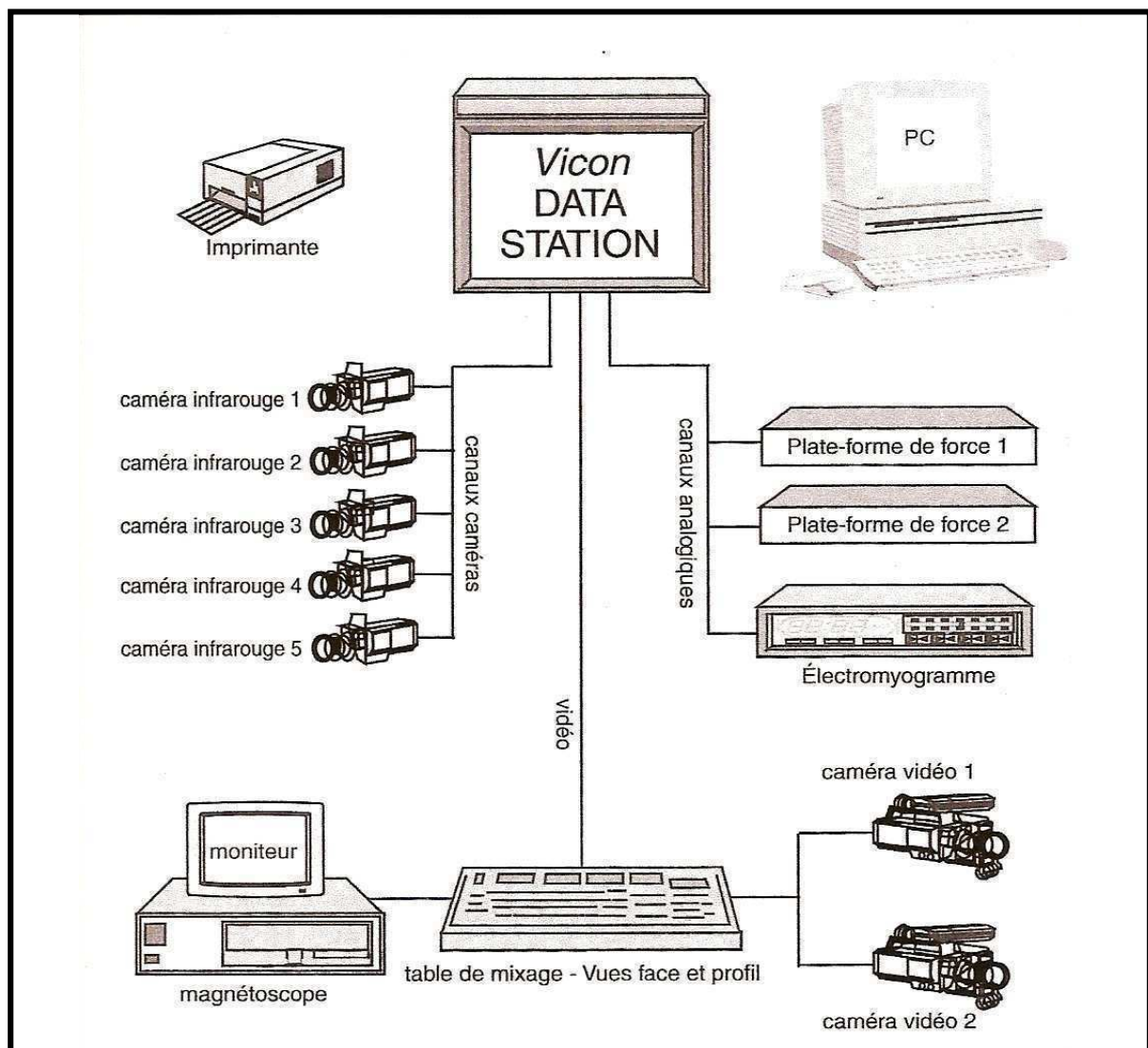


Figure 5: Architecture matérielle du système d'analyse de la marche

A l'issue de la phase d'acquisition, le logiciel permet d'éditer de façon personnalisée, en fonction des variables souhaitées, des rapports. Ces rapports fournissent des informations simples, chiffrées, normalisées sur un cycle de marche permettant des comparaisons entre les deux côtés, entre plusieurs conditions de marche ou entre plusieurs périodes d'enregistrement (avant et après traitement par exemple). Il permet ainsi de constituer une base de données facilement exploitable en vue d'analyses comparatives ou statistiques. Différentes fenêtres sont alors disponibles comportant des vidéos, animations et tout un panel de courbes et de valeurs (**Figures 6, 7 et 8**).

Mr _____ (Amputation tibiale gauche)
 Né le 05/07/05, Session EstA2 , essai EstA204
 Notes : Marche Position habituelle

• VIDEO + ANIMATION TRAVELLING

• CINEMATIQUE GENERALE

• CENTRE DE MASSE

• CINETIQUE GENERALE

Pied et jambe

- Appui et déroulé du pied en sagittal
- Cinétique sagittale (+ EMG)

Genou

- Cinétique sagittale (+ EMG)
- Cinétique frontale du genou

Hanche et Pelvis

- Cinétique sagittale (+ EMG)
- Cinétique frontale de hanche (+ EMG)

• FRS 3 PLANS

• **EMG**

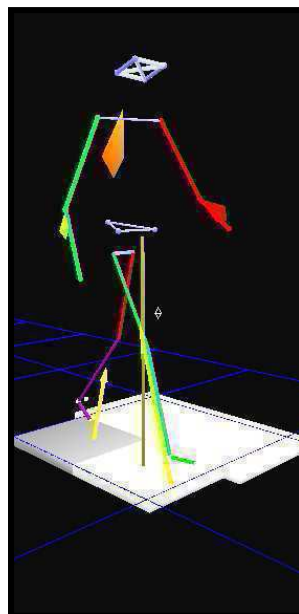
- Cuisse (+Anim. : Gauche Droit) (cycle par cycle)
- Jambe (+Anim. : Gauche Droit) (cycle par cycle)
- Cuisse, Jambe (tous cycles)

• **PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS**

	Gauche	Droit
Vitesse Marche	1.27 m/s	1.32 m/s
Longueur cycle	1.45 m	1.50 m
Longueur pas (pied considéré, en avant)	0.72 m	0.59 m
Cadence	52.6 steps/min	
Durée simple appui	0.40 s	0.44 s
Durée Appui	61.4 %	100.0 %
Index symétrie (appui homo./controlat)	0.95	1.63



vidéo



animation

Figure 6: Type de fenêtre obtenue dans un rapport patient

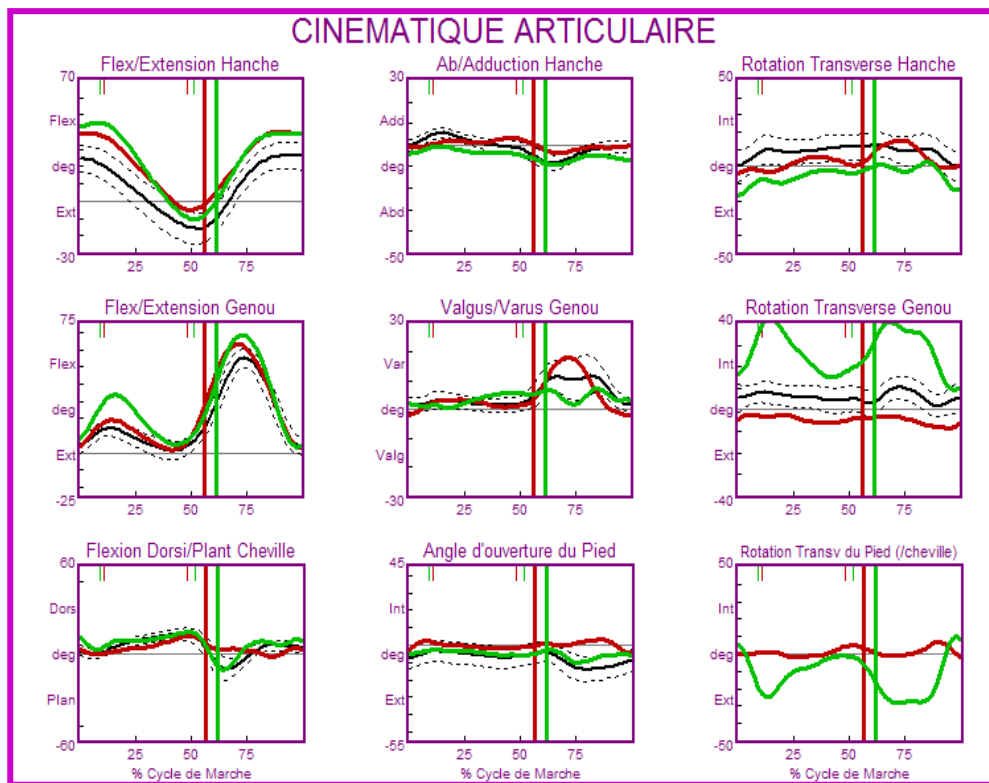


Figure 7: Courbes de cinématique articulaire du membre inférieur dans les trois plans de l'espace

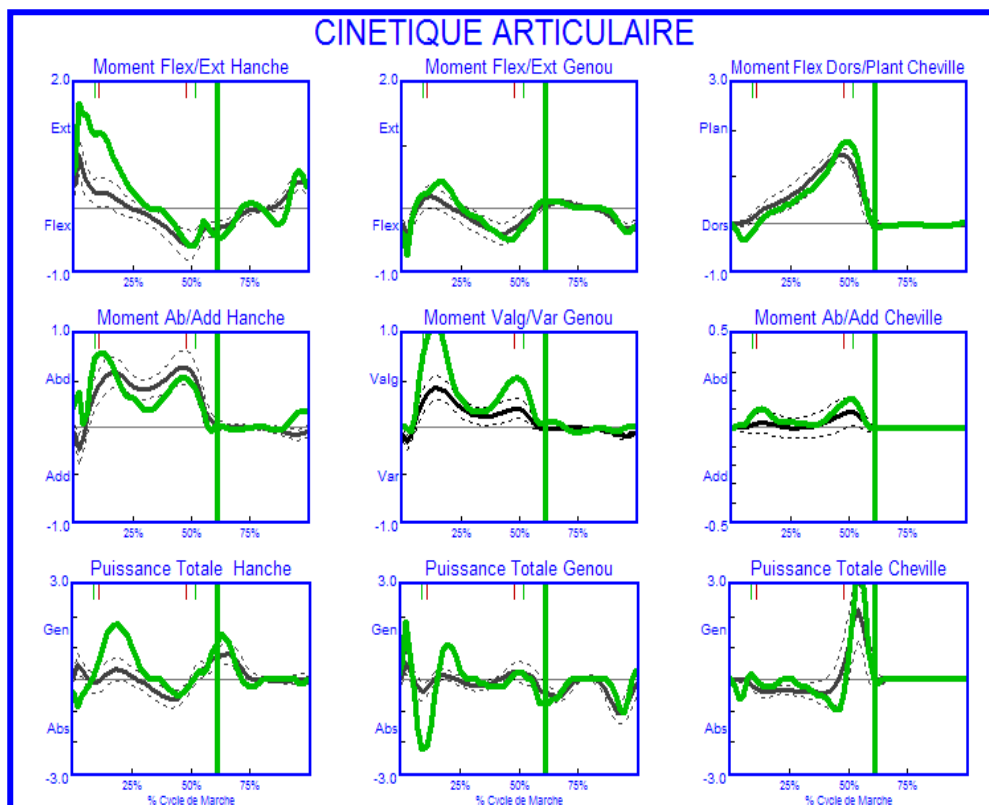


Figure 8: Courbes de cinétique articulaire du membre inférieur dans les trois plans de l'espace

► Rappels de biomécanique articulaire

Un cycle de marche correspond à la période qui s'étend du contact du talon au sol d'un membre inférieur au contact suivant du talon au sol de ce même membre. Chaque cycle de marche se compose d'une phase d'appui (de 0 à ~ 60% du cycle de marche) et d'une phase d'oscillation (de 60 à 100% du cycle de marche). La phase d'appui se compose du contact initial (entre 0 et 2% du cycle de marche), d'une phase de réponse à la charge (entre 2 et 10% du cycle de marche), du milieu d'appui (entre 10 et 30% du cycle de marche) et de la fin d'appui (entre 30 et ~ 50% du cycle de marche), comme décrite par Perry (**Figure 3**).

Dans le plan sagittal, bien que le support du poids du corps soit assuré tout au long de la phase d'appui, une phase de freinage a lieu dans la première moitié de l'appui suivie d'une phase de propulsion. La phase de freinage est une période de l'appui durant laquelle le vecteur de la FRS est orienté vers l'arrière. Au cours de cette phase, les deux principales composantes de ce vecteur sont la composante verticale (z) et la composante antéro-postérieure (x), qui sont associées, respectivement, à une fonction de support et de freinage (**Figure 9**). L'intégration de la résultante de la FRS dans le plan sagittal, définissant l'impulsion sagittale de la FRS, reflète réellement l'action externe de cette force dans le plan sagittal (Lay *et al.* 2006).

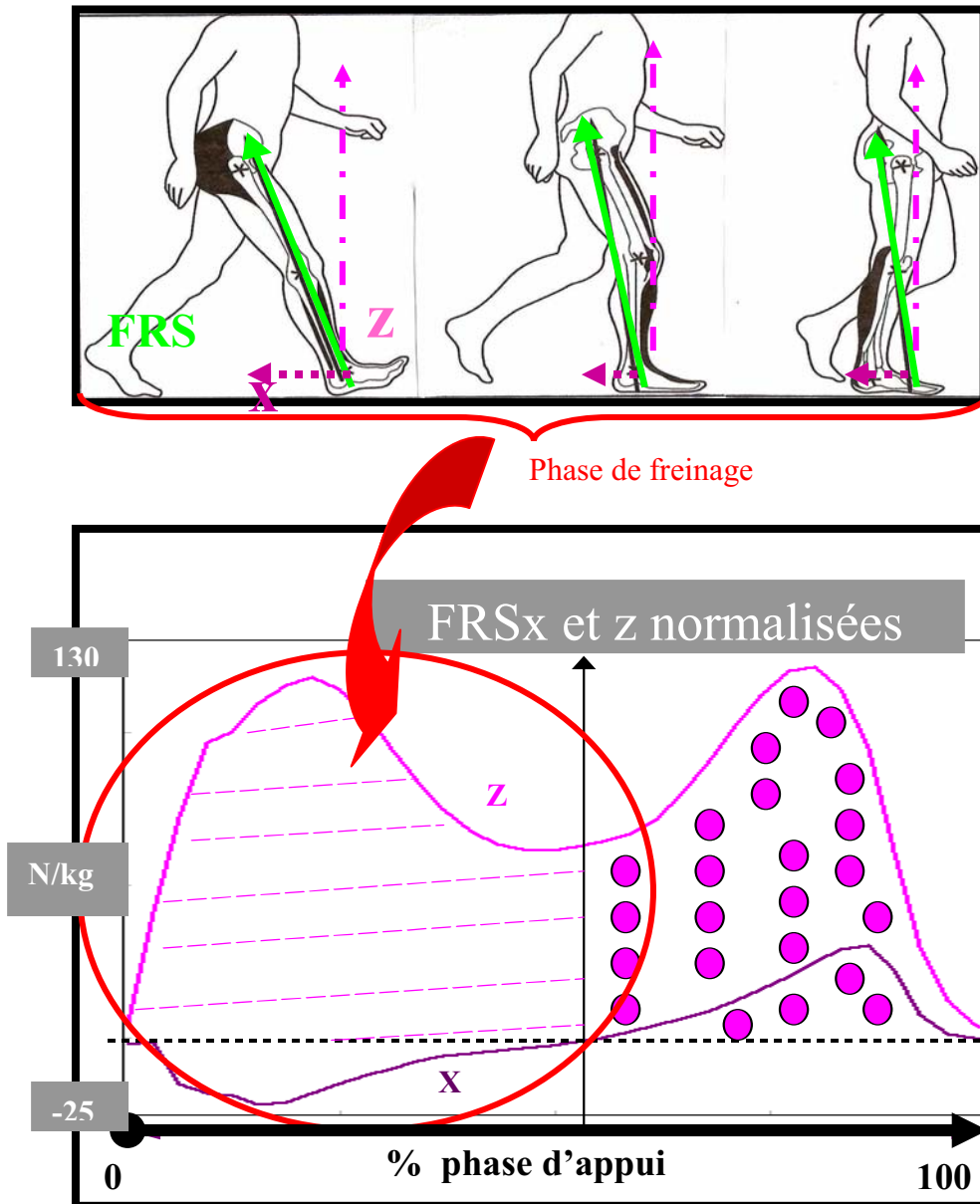


Figure 9: Composantes x et z de la FRS en première moitié d'appui

Lors du contact initial (**Figures 10/A, 10B et 11**), la cheville est en position neutre ou en flexion plantaire modérée. Le vecteur force, dont le point d'application est le talon, est dirigé d'abord furtivement vers l'avant en passant en avant du genou (**Figure 10/A**) puis est orienté vers l'arrière en passant par le genou tout en passant en avant de la hanche et en arrière de la cheville (**Figure 10/B**). Il tend à fléchir la hanche et à étendre la cheville. A cette force externe s'opposent un moment interne d'extension de hanche et un moment interne de flexion dorsale (**Figure 11**).

Lors de la mise en charge (**figure 10/C et 11**), le pied se met à plat, le vecteur force passe progressivement en avant de la cheville, toujours en avant de la hanche et

maintenant en arrière du genou. Il exerce ainsi un moment externe de flexion sur le genou et la hanche (donc des moments internes d'extension de genou et de hanche). Le moment interne de la cheville devient un moment de flexion plantaire.

En milieu de phase d'appui (**figure 10/D et 11**), le pied est à plat, le vecteur de force passe de nouveau à l'avant du genou, le moment externe de flexion de genou va devenir un moment externe d'extension (donc un moment interne de flexion). Le vecteur force passe derrière la hanche exerçant un moment externe d'extension sur la hanche (donc entraînant un moment interne de flexion de hanche).

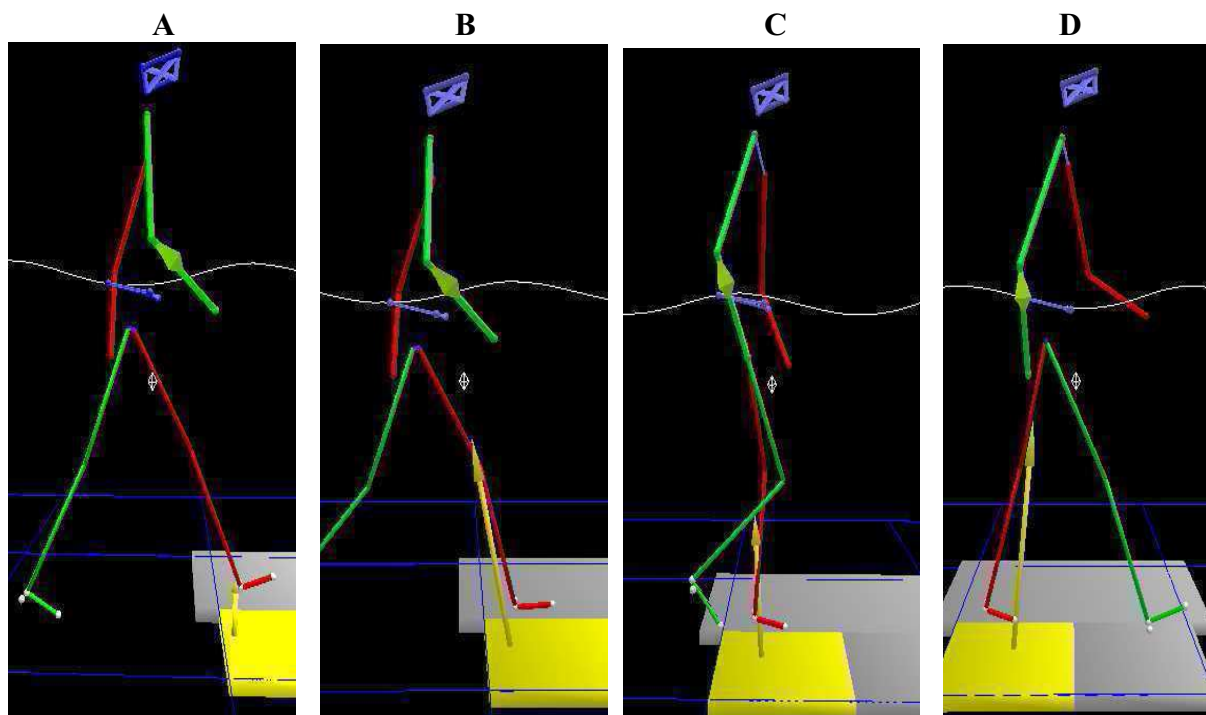


Figure 10: Vues de profil de la position de la FRS par rapport aux articulations du membre inférieur (cheville, genou et hanche) en début d'appui
(La flèche jaune représente le vecteur de la Force de Réaction du Sol)

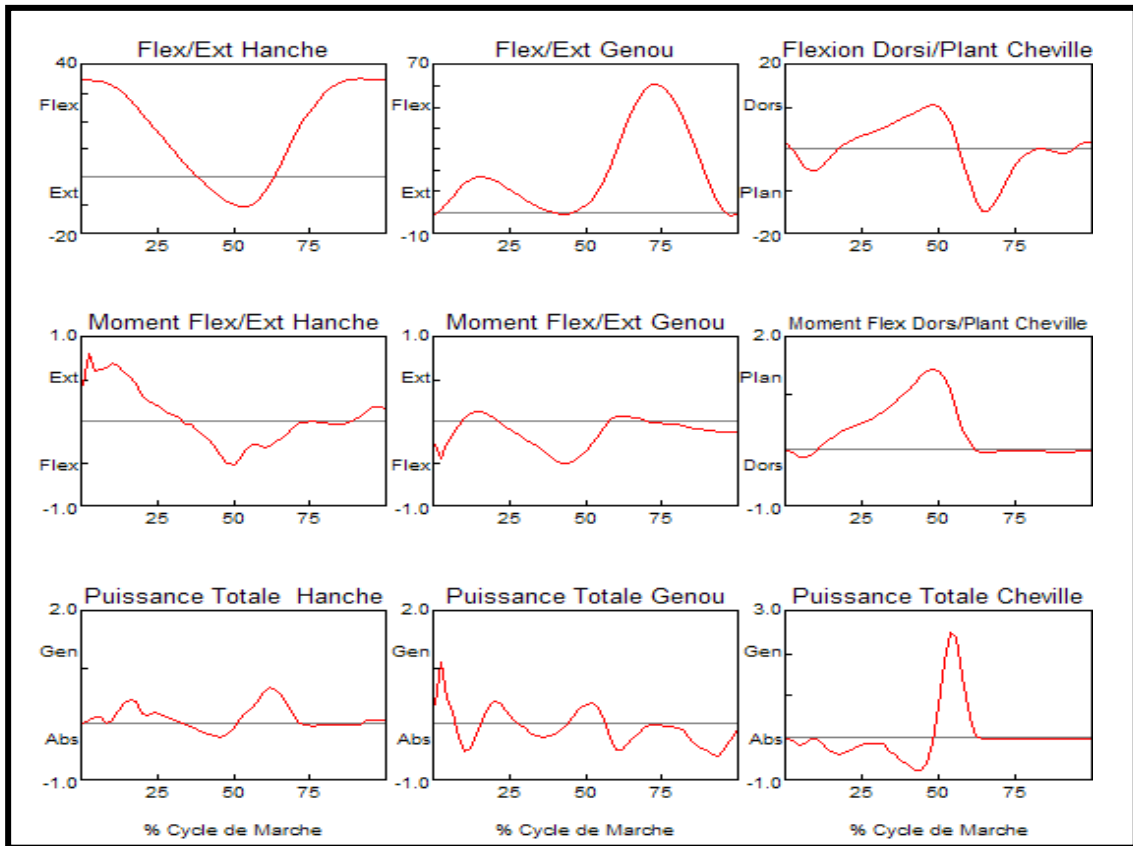
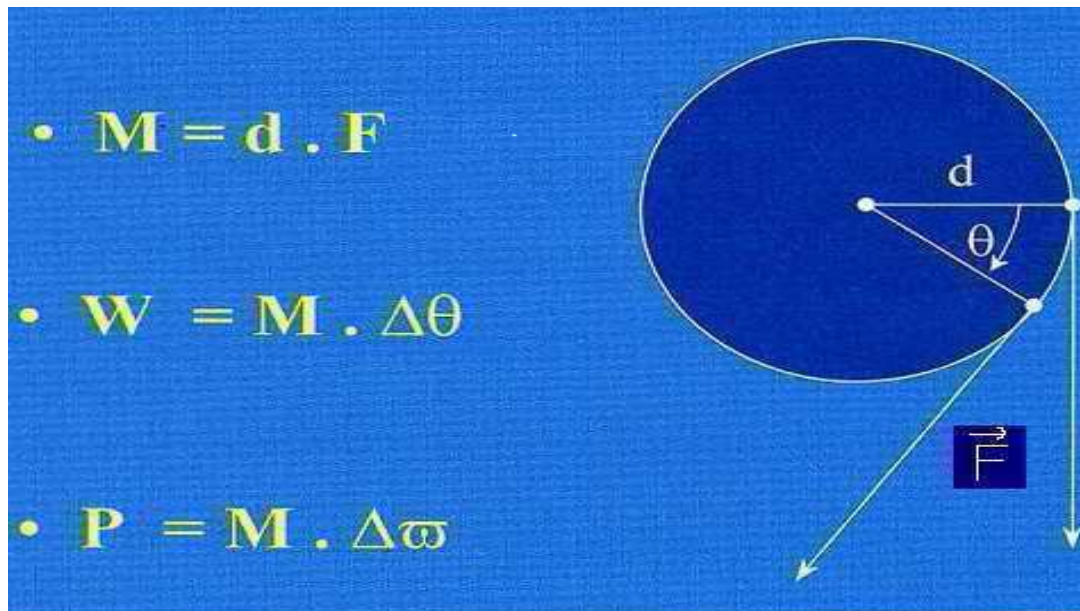


Figure 11: Paramètres cinématiques et cinétiques de la hanche, du genou et de la cheville de la marche normale dans le plan sagittal



M = moment	d = distance	F = force
W = travail	$\Delta \theta$ = déplacement angulaire	
P = puissance	$\Delta \omega$ = vitesse de déplacement angulaire	

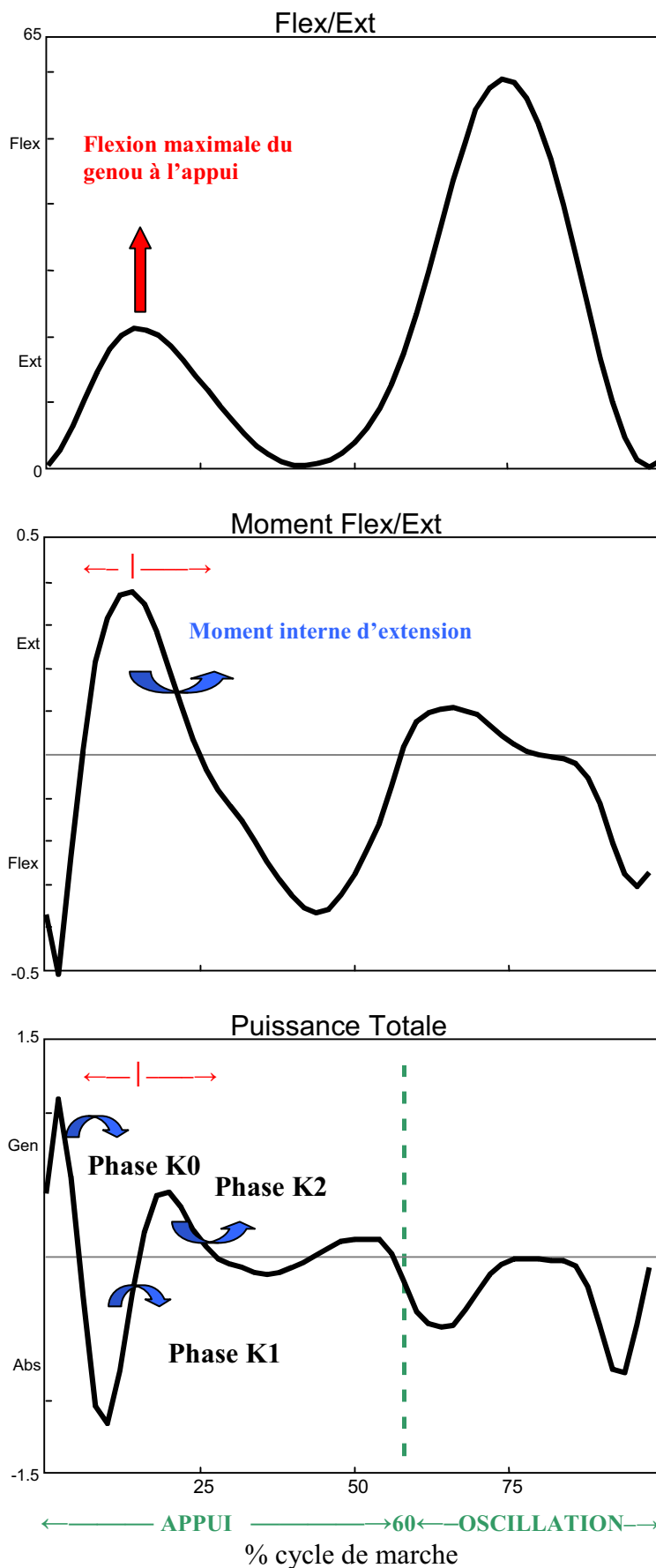
Figure 12: Rappels de biomécanique appliqués aux articulations

Description détaillée de la dynamique du genou en début d'appui (l'explication de ces concepts est valable aussi pour les articulations de cheville et de hanche):

En début d'appui, le genou présente un mouvement de flexion atteignant un maximum puis un mouvement d'extension (**Figures 13**). Pendant cette période, la FRS passe normalement en arrière du genou exerçant un moment de flexion sur celui-ci. Le moment est une force de rotation définie par le produit de la force et de sa distance, perpendiculaire à l'axe de rotation, il est exprimé en Newton-mètre (**Figure 12**). La FRS, externe au corps, exerce un moment externe de flexion du genou auquel s'oppose, à tout instant, un moment interne d'extension du genou, assuré principalement par les muscles extenseurs du genou. En effet, le moment d'extension provient d'une composante active, liée à l'ensemble des muscles contrôlant les mouvements du genou (extenseurs et fléchisseurs), et à une composante passive, liée aux propriétés viscoélastiques du système musculo-squelettique impliqué dans le mouvement. Lors de la flexion maximale du genou, la contribution active des extenseurs est majoritaire sur celle des fléchisseurs et la composante passive est négligeable.

L'impulsion angulaire d'extension est la contribution quantifiée du moment d'extension, elle est représentée par l'aire sous la courbe de ce moment et s'exprime en Newton-mètre par seconde. Elle est calculée en intégrant le moment par rapport au temps.

Au contact du talon au sol, la FRS passe furtivement devant le genou, exerçant un moment externe d'extension auquel s'oppose un moment interne de flexion du genou associé à une puissance (phase K0) et un travail positifs (**Figure 13**). Lors du mouvement de flexion puis d'extension du genou en début d'appui, le moment interne d'extension freine la flexion du genou en exerçant une puissance (phase K1) et un travail négatifs puis favorise l'extension du genou en exerçant une puissance (phase K2) et un travail positifs (**Figure 13**). La puissance est le produit du moment et de la vitesse de déplacement angulaire, elle est exprimable en Watts (**Figure 12**). Lorsque la puissance générée au niveau d'une articulation est positive, dite de génération, elle favorise le mouvement angulaire; lorsqu'elle est négative, dite d'absorption, elle freine le mouvement. Le travail de déplacement angulaire effectué au niveau de l'articulation du genou est le produit du moment par le déplacement angulaire, exprimé en Joules (**Figure 12**). Il correspond à l'aire sous la courbe de la puissance et est calculé en intégrant la puissance par rapport au temps. Le travail total exercé au niveau du genou lors du moment interne d'extension représente donc une variable intégrée de la contribution de ce dernier au mouvement du genou, lié principalement à l'activité des extenseurs du genou.



Les flèches rouges en haut à gauche des graphes de moment et de puissance délimitent la séquence de l'appui concernée pour le recueil des données.

Le trait rouge placé au centre de ces mêmes flèches représente l'instant de la flexion maximale de flexion du genou qui correspond également au moment maximal d'extension ainsi qu'au passage de la phase K1 à K2 sur la courbe de puissance.

Figure 13: Courbes détaillées de cinématique et de cinétique du genou dans le plan sagittal

Une approche intégrée de la cinétique des membres inférieurs permet d'évaluer l'implication respective de chaque membre dans la dynamique de marche lors de la phase de freinage. En effet, comme les ATU compensent souvent par la modulation des paramètres de force et de temps (Prince *et al.* 1992; Arya *et al.* 1995), l'intégration des courbes en fonction du temps est une mesure biomécanique effective, ainsi l'impulsion angulaire et le travail donnent une information intégrée sur l'implication mécanique des articulations du membre inférieur.

► Avantages et inconvénients

Comme tout système, les systèmes d'analyse optoélectroniques possèdent de nombreux avantages mais aussi des inconvénients.

Les avantages sont : l'innocuité totale de leur utilisation et la quasi-absence de gêne au mouvement ; la possibilité de combiner les différentes parties de l'installation (vidéographie seule ou plate-forme de force + vidéo + EMG etc.); la possibilité de choisir le nombre de marqueurs à utiliser (de quelques marqueurs sur le pied par exemple à un nombre de marqueurs bien plus important sur le corps complet) ; la possibilité de choisir les conditions et de fixer leur nombre. L'étendue de ces possibilités implique des durées allant de 45 minutes à 2 heures pour une session d'enregistrement. En ce qui concerne le traitement des données, de façon différée proche, un des avantages est que les variables cinématiques et cinétiques peuvent être calculées en quelques secondes mais au prix d'une bonne qualité des trajectoires des marqueurs et de leur étiquetage automatique. La trajectoire en temps réel des marqueurs associée à la visualisation de la force de réaction du sol permettent une utilisation en rétrocontrôle dans un but de rééducation (corrections par « feedback » visuel par exemple).

L'un des principaux inconvénients reste le coût important du matériel. Les inconvénients présents en pratique sont : la durée des séances d'enregistrement qui reste souvent trop importante car, même si le temps d'acquisition (nombre de conditions, de passages) peut être réduit, le temps de préparation (explication du déroulement de l'examen de marche au patient, son équipement avec les marqueurs (et) les électrodes EMG, et leur enlèvement à la fin de la séance) ne peut, quant à lui, l'être ; le temps consacré à la vérification et à la correction de l'étiquetage automatique ; les modèles segmentaires articulés utilisés qui ne reflètent pas nécessairement la réalité (ils ne peuvent donc être appliqués à un sujet porteur d'une prothèse puisque le pied prothétique ne possède pas, le plus souvent, une articulation comme celle de la cheville et n'a donc pas les mêmes propriétés) ; les explorations sont réalisées en laboratoire et ne prennent donc pas en compte l'importance des conditions environnementales de vie ; certaines variables calculées (cinématique et cinétique) ne sont pas

disponibles en temps réel et ne peuvent pas être utilisés en rétrocontrôle dans un but de rééducation.

Ces systèmes sont en évolution constante et offrent de plus en plus de possibilités d'analyse de variables biomécaniques diverses mais, souvent, au prix d'une utilisation plus complexe.

► Les valeurs normales de référence

Les études cliniques et physiopathologiques nécessitent de connaître au préalable les fourchettes de valeurs de référence issues de populations normales du (des) paramètre(s) considéré(s) (Dujardin 1997). On admet généralement comme sujet sain, supposé représenter la norme, un sujet sans antécédents ou affections susceptibles d'influencer la marche. La comparaison entre la performance de sujets normaux et pathologiques est commune (Oatis 1995). La description détaillée de la marche normale a été réalisée pour fournir une compréhension des mécanismes de la locomotion et toute variation par rapport à la normale peut permettre d'objectiver les défauts de marche les plus courants et d'obtenir une compréhension des mécanismes de la marche pathologique (Cappozzo 1991).

A juger par la quantité de valeurs normales reportée dans la littérature (dont un grand nombre sont énumérées et discutées dans les différents chapitres de l'ouvrage de Craik RL et Oatis CA (Craik *et al.* 1995)), des informations considérables sont disponibles sur les schémas de marche de sujets normaux mais la disparité des valeurs normales est importante. Cette disparité peut être liée à l'utilisation de méthodes différentes, chacune affectée différemment par ses propres sources d'erreur. Elle peut également provenir de variations liées à l'âge, au sexe, aux habitudes de vie, au type de chaussures, aux variations inter-individuelles et intra-individuelles, aux conditions d'enregistrement... Ainsi, quelques études ont montré que la femme marche différemment que l'homme malgré une taille et un poids comparables (Finley *et al.* 1969; Murray *et al.* 1971). De manière similaire, d'autres études suggèrent que l'âge et le niveau de maturité affecte le schéma de marche (Steinberg 1966; Barron 1967; Murray *et al.* 1971; Sutherland *et al.* 1980; Craik *et al.* 1995b). Perry (Perry *et al.* 1995) a montré que le schéma de marche pouvait être modifié par le type de chaussures utilisées, à cause, notamment d'une distribution différente des pressions exercées au niveau du pied. La vitesse a aussi des effets importants sur le schéma de marche normale incluant des modifications de la longueur du pas, du ratio phase d'appui/phase d'oscillation et de l'activité EMG des muscles des membres inférieurs (Oatis 1995). Les troubles de la marche entraînent très souvent une exécution plus lente des schémas de marche que celle adoptée par des sujets non porteurs de troubles (Murray *et al.* 1966; Krebs *et al.* 1992). Les conditions dans lesquelles

sont réalisées l'enregistrement peuvent aussi être responsables de la disparité des schémas de marche. Ainsi, le fait pour le sujet d'être en sous-vêtements devant des observateurs, d'avoir des marqueurs, des électrodes appliqués sur sa peau, d'être cantonné dans un lieu clos, peut être source de perturbations. Pour toutes ces raisons, les chiffres normatifs doivent rester des repères et non des valeurs absolues.

La multitude et la complexité des facteurs qui influencent le schéma de marche réduisent donc la signification d'une simple description bimodale normal/anormal. Ainsi, dans le but de caractériser les effets d'une pathologie sur le schéma de marche, il paraît difficile de s'appuyer uniquement sur une normalité d'origine bibliographique et les facteurs intrinsèques doivent être considérés et contrôlés. Il paraît nécessaire d'établir sa propre normalité, définie dans les conditions mêmes de l'étude, sur un effectif suffisant pour tenir compte des variations normales. Il est à noter que lorsque le but de l'évaluation clinique est de classer le niveau d'incapacité, le sujet infirme sert de standard plus significatif qu'un standard normal. De même, lors de l'évaluation de l'efficacité d'un traitement, le patient reste son propre contrôle (Krebs 1995). Même avec les systèmes les moins invasifs, les conditions des enregistrements au laboratoire d'un sujet qui se sait observé perturbent vraisemblablement la marche. Il faut diminuer cet effet en augmentant le nombre de passage de chaque sujet et n'enregistrer que les derniers passages, lorsque le sujet est habitué et semble avoir retrouvé une marche naturelle et confortable.

Nous avons donc essayé de prendre en compte une majeure partie de ces considérations lors de la réalisation de notre étude en créant notre propre groupe de sujets témoins apparié à notre groupe de sujets amputés, en nous assurant que la vitesse de marche ne différait pas entre les groupes et entre les conditions et en réalisant au moins trois marches correctes pour chaque condition.

► Applications cliniques

L'évaluation des différents schémas de marche est un aspect important de la pratique clinique quotidienne en neurologie, rhumatologie, orthopédie et médecine de réadaptation (Mulder *et al.* 1998). Ainsi, diverses pathologies s'accompagnant de troubles de la marche ont fait l'objet d'études tridimensionnelles du mouvement. Les plus importantes sont l'infirmité motrice cérébrale, les traumatismes crâniens, les amputations du membre inférieur, les scléroses multiples, les dystrophies musculaires, les maladies de parkinson, les arthrites rhumatoïdes, les lésions vertébrales et les arthroses (Whittle 1991). La situation qui a montré la première le bénéfice de l'utilisation de l'analyse de la marche est l'infirmité motrice cérébrale (Perry *et al.* 1977; Sutherland 1978; Gage 1983).

En France, la prescription d'un examen de la marche reste prédominante chez l'IMC comparé à d'autres pathologies comme les amputations par exemple. Au laboratoire d'analyse clinique de la marche de Nancy, en plus des enfants IMC, d'autres pathologies bénéficient d'une analyse de la marche, notamment la plupart des patients porteurs de prothèses.

La Haute Autorité de Santé (HAS) a listé récemment (novembre 2006 et juin 2007) les bénéfices diagnostiques et thérapeutiques de ce type d'examen afin qu'il soit inscrit à la Classification Commune des Actes Médicaux (CCAM). Le premier rapport de l'HAS concerne l'analyse cinématique de la marche et le second rapport concerne l'analyse 3D de la marche sur plate-formes de forces. Ces deux examens « doivent permettre d'accroître nos compréhensions des stratégies de marche de la personne handicapée, de protocoliser les procédures de rééducation, d'assurer le suivi longitudinal des patients en cours de rééducation, d'objectiver l'effet de nouvelles médications, de traitements chirurgicaux, de prothèses, orthèses et d'améliorer les techniques d'appareillage ».

Dans ces rapports il est bien précisé qu'au-delà de l'acte, c'est son interprétation qui exige aussi des compétences. Ainsi, un rapport précis doit être rédigé incluant l'interprétation des données pouvant orienter la thérapeutique.

1.2.4 Perspectives cliniques

Une conférence américaine de consensus soulignait qu'une priorité devait être donnée aux recherches sur la standardisation, l'efficacité, les résultats et le coût-bénéfice de l'analyse de la marche en médecine physique et de rééducation (Cooper *et al.* 1999). Les outils d'analyse de la marche et les protocoles utilisés nécessitent davantage d'être simplifiés pour que leur utilisation en clinique soit améliorée et banalisée. Le transfert entre les découvertes faites en recherche et la pratique clinique courante doit être rendu possible.

Il faut diminuer l'écart entre la valeur potentielle de ces méthodes, qui sont reconnues par de nombreux cliniciens, et l'utilisation actuelle qui en est faite (Messenger *et al.* 1987) afin de les rendre rentables et productrices de résultats.

En médecine physique et de réadaptation, bien que l'évaluation du niveau d'habileté ou de performance reste importante (Rozendal 1989) les variables cinématiques et cinétiques obtenues grâce à l'analyse quantifiée de la marche s'intègrent progressivement dans une démarche médicale diagnostique plus large conduisant à l'attitude thérapeutique.

Comme nous l'avons vu dans la première partie, le comportement moteur humain est le résultat final (visible) de l'interaction continue entre des processus moteurs, cognitifs et visuels dans un contexte environnemental et toutes les performances de la vie quotidienne sont le résultat de cette interaction. De plus, l'objectif de la médecine physique et de

rééducation est de savoir si le patient est capable d'assurer ses activités locomotrices de base dans sa vie quotidienne, d'assurer ces activités à travers de conditions environnementales variées, de réagir ou d'anticiper à des variations soudaines dans son environnement, d'accomplir différentes tâches à la fois (Geurts *et al.* 1991). L'idéal serait donc que l'évaluation clinique des pathologies motrices prenne en compte ces deux grands aspects. Ainsi, elle se devrait d'évaluer la réussite, la performance dans l'accomplissement d'une tâche sensori-motrice en lien avec l'accomplissement de tâches cognitives et visuelles en conditions réelles de vie. Or, il a pu être constaté (Mulder *et al.* 1998), d'après une revue des différents articles publiés faite entre 1982 et 1995, que l'évaluation de tâches motrices conventionnelles simples (marche sur terrain plat en laboratoire par exemple) est trop largement dominante et ne prend pas en compte les nombreux facteurs influençant la marche. Elles pourraient être complétées en manipulant certains de ces facteurs tels que la vitesse de marche, l'inclinaison et la texture du sol, l'attention divisée, la manipulation de la vision etc., afin d'évaluer le caractère automatique de la marche. La prise en compte de ces facteurs reproduisant le caractère complexe de l'environnement ouvre le champ à d'autres types d'explorations (ambulatoires notamment).

L'intérêt porté à l'analyse tridimensionnelle du mouvement dans le domaine médical laisse augurer une expansion de cette technique à une multitude d'autres applications cliniques dans un futur proche. L'amélioration des systèmes d'analyse tridimensionnelle du mouvement ainsi que la recherche ouvrent indéniablement des perspectives nouvelles et vont permettre d'augmenter leur pertinence afin que leur utilisation en pratique clinique devienne plus répandue.

L'amputé trans-tibial

En médecine physique et de réadaptation, la prise en charge pluridisciplinaire et globale du patient amputé doit débiter le plus précocement possible. Au cours d'une consultation préopératoire à l'amputation, le patient est informé du calendrier prothétique, du type d'appareillage envisagé et de son fonctionnement, de la rééducation nécessaire à son intégration et de façon très objective du niveau d'autonomie espéré dans les activités de la vie quotidienne, les loisirs et l'activité professionnelle ; il convient d'évoquer également le retentissement personnel et familial de l'atteinte du schéma corporel, des risques de complications (douleur, boiteries, troubles de la marche...) mais aussi et simultanément de ce qui sera possible.

En fonction des objectifs fonctionnels visés, la rééducation et l'appareillage seront différents. Comme nous nous sommes intéressés ici à l'analyse de la marche des amputés tibiaux unilatéraux en fonction de différents alignements prothétiques, une présentation des composants prothétiques et de leur alignement sera faite suivie d'une présentation des adaptations motrices que ceux-ci nécessitent au cours de la marche. Mais il faut bien garder à l'esprit que la marche et l'appareillage ne restent, respectivement, qu'un objectif fonctionnel et qu'une partie du traitement qui s'inscrivent dans un programme de rééducation bien plus vaste.

2.1 Etiologies et différents niveaux d'amputation tibiale

L'amputation de jambe est une intervention chirurgicale de dernier recours particulièrement traumatisante aussi bien sur le plan physique que psychique. Dans tous les cas d'amputation, peu importe l'origine, la règle est d'être le plus conservateur possible.

On distingue cinq étiologies principales d'amputation : vasculaire, traumatique, tumorale, congénitale et due à une infection. Les origines vasculaire et traumatique sont les causes les plus importantes d'amputation des membres inférieurs.

Les amputations tibiales laissent le genou intact et sont réalisées à différents niveaux du segment jambier. Les différents niveaux d'amputations trans-tibiales sont représentés sur la figure 14. Le tibia peut être délimité en trois zones selon le niveau d'amputation. L'amputation au niveau du tiers supérieur, c'est-à-dire les moignons courts voire très courts (moins de 12 cm) ; l'amputation au niveau du tiers moyen (de 12 à 19 cm environ), considéré comme le niveau d'élection en raison de la bonne longueur du moignon et l'amputation au niveau du tiers inférieur, c'est-à-dire les moignons longs et très longs (+ de 19 cm).

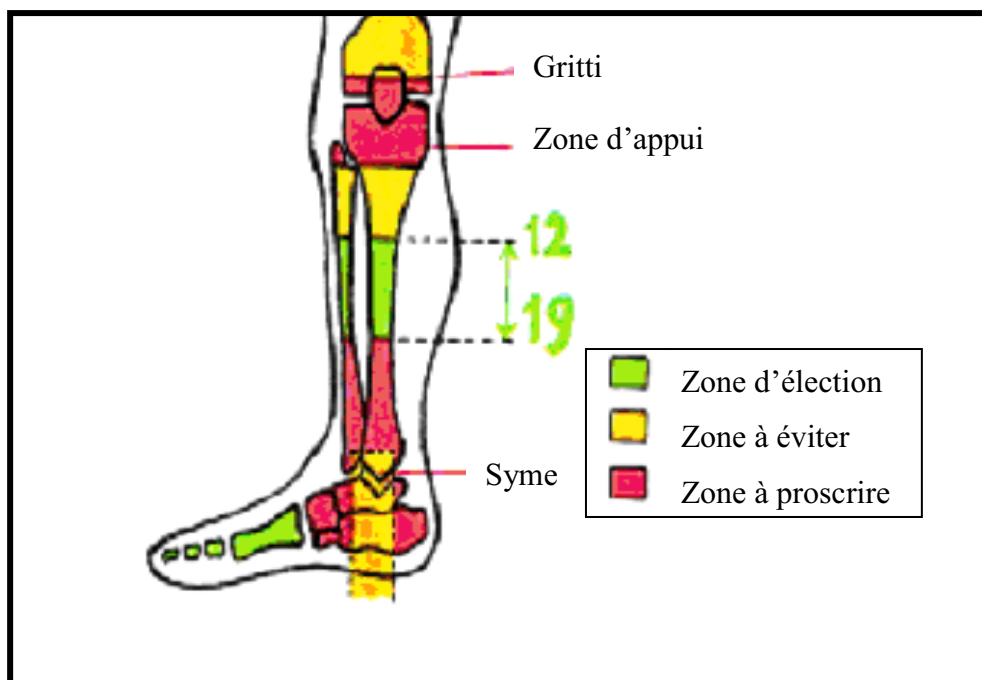


Figure 14: Niveaux d'amputation tibiale pour les médecins rééducateurs d'après Kerboeuf

(Extrait du Traité d'appareillage des handicapés physiques : la prothèse du membre inférieur, Tome II de Deltour MHJ, 1973 (Deltour 1973))

A l'issue de cette opération, le patient est rapidement pris en charge par l'équipe pluridisciplinaire de rééducation afin que la qualité du moignon, des systèmes musculaires, squelettique, circulatoire, respiratoire et cardiaque, permettent d'aborder au mieux l'appareillage et la rééducation à la marche (Barrault *et al.* 1989).

2.2 Appareillage

L'appareillage de l'amputé tibial est soumis à un certain nombre de conditions : moignon de qualité, cicatrisation correcte, rééducation précoce. Dans de rares cas, le premier appareillage sitôt mis en place après la chirurgie est la prothèse post-opératoire. En général, la première prothèse dite « provisoire » est ajustée sur un membre résiduel cicatrisé. L'appareillage définitif n'est prescrit qu'après stabilisation du volume du moignon. Le renouvellement des prothèses est fonction de leur durée de vie. L'appareillage prothétique se doit d'une part, de restituer l'intégrité anatomique en se substituant au segment manquant tout en corrigeant certaines déviations anatomiques dues à l'amputation et, d'autre part, de rétablir les fonctions de l'appareil locomoteur en position érigée au niveau des équilibres statiques et dynamiques (Martinet *et al.* 1998). En effet, le membre inférieur humain est une entité anatomique complexe qui assure plusieurs fonctions. C'est aussi, dans une moindre mesure, le cas d'une prothèse. Une prothèse est le remplacement partiel d'un membre inférieur, fait de

nombreux dispositifs médicaux, qui tente de reproduire, dans les trois plans de l'espace, les différentes fonctions du membre inférieur : appui, mobilité, amortissement et propulsion.

Le succès de la réhabilitation du patient amputé requiert que la prothèse soit acceptable pour lui. Lors des déplacements, l'amputé doit contrôler sa prothèse facilement, en toute sécurité, et sans délai. L'acceptation de la prothèse dépend de plusieurs facteurs incluant le niveau de mobilité et d'autonomie atteint, l'esthétique, la multitude de propriétés de la prothèse (sécurité, la fiabilité, la longévité, la polyvalence), le confort et la fonction. Le confort et la fonction sont directement dépendants du type, de la qualité et de l'ajustement des différents composants prothétiques utilisés et de la position géométrique relative de ces composants entre eux (Zahedi *et al.* 1986). C'est pourquoi dans un premier temps vont vous être décrits les différents composants prothétiques et dans un second temps leur procédure classique de réglage.

2.2.1 Composants prothétiques

Dans le but donc de satisfaire les exigences d'esthétique, de confort et de fonction, les différents composants prothétiques doivent être correctement choisis, assemblés et alignés pour produire une restauration maximale de la fonction avec une boiterie minimale. L'architecture prothétique est réalisée en associant différents composants prothétiques entre eux. Ils varient selon les pays et leurs systèmes de santé, dépendent de ce qui est disponible et de ce qui est indiqué pour chaque besoin. Les prothèses sont conçues et produites par les fabricants qui s'attachent à offrir aux utilisateurs le meilleur confort et la performance optimale.

Le premier composant est l'emboîture (**Figure 15**) qui est l'interface destinée à recevoir le membre résiduel : son rôle est déterminant pour le résultat fonctionnel car elle assure la répartition des contraintes liées à la phase d'appui, la suspension et la mobilisation de la prothèse par le moignon lors de la marche. Actuellement, ce sont principalement les emboîtures de « contact total » qui sont utilisées. Elles permettent effectivement un contact total sur l'ensemble du moignon, augmentant la surface d'appui, réduisant la pression en chaque point du moignon et assurant une suspension efficace sans aucun artifice mécanique supplémentaire.

Un manchon intermédiaire assure l'interface entre l'emboîture tibiale et le moignon. Il facilite la mise en place du moignon et protège les zones d'appui osseuses.

L'effecteur terminal ou pied prothétique (**Figures 15 et 16**), quant à lui, se substitue anatomiquement au pied et à la cheville. Il assure, sans glissement, le contact au sol quel que soit le relief. Son choix est en grande partie fonction du type d'activité et d'environnement

correspondant au projet de vie du patient. Le nombre important de types de pieds qui existent sur le marché peut rendre difficile le choix du meilleur pied pour un individu particulier (Boughton 2000; Seymour 2002). Ce choix doit être fait en tenant compte des caractéristiques individuelles, du but de l'utilisation, de la solidité mais également des activités du patient et de son environnement.

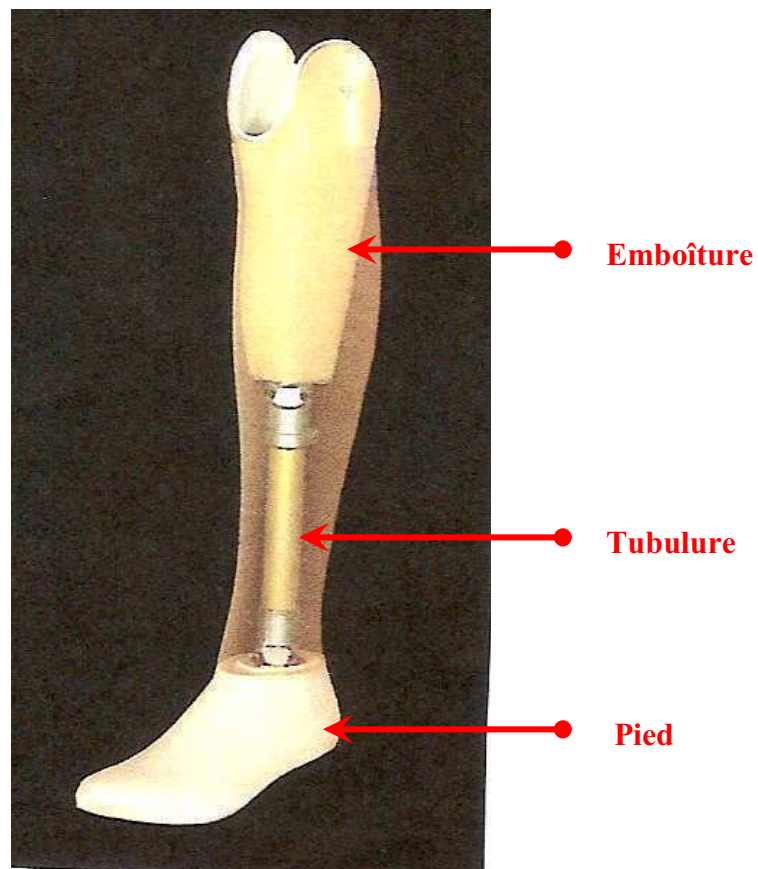


Figure 15: Prothèse tibiale gauche exosquelettique

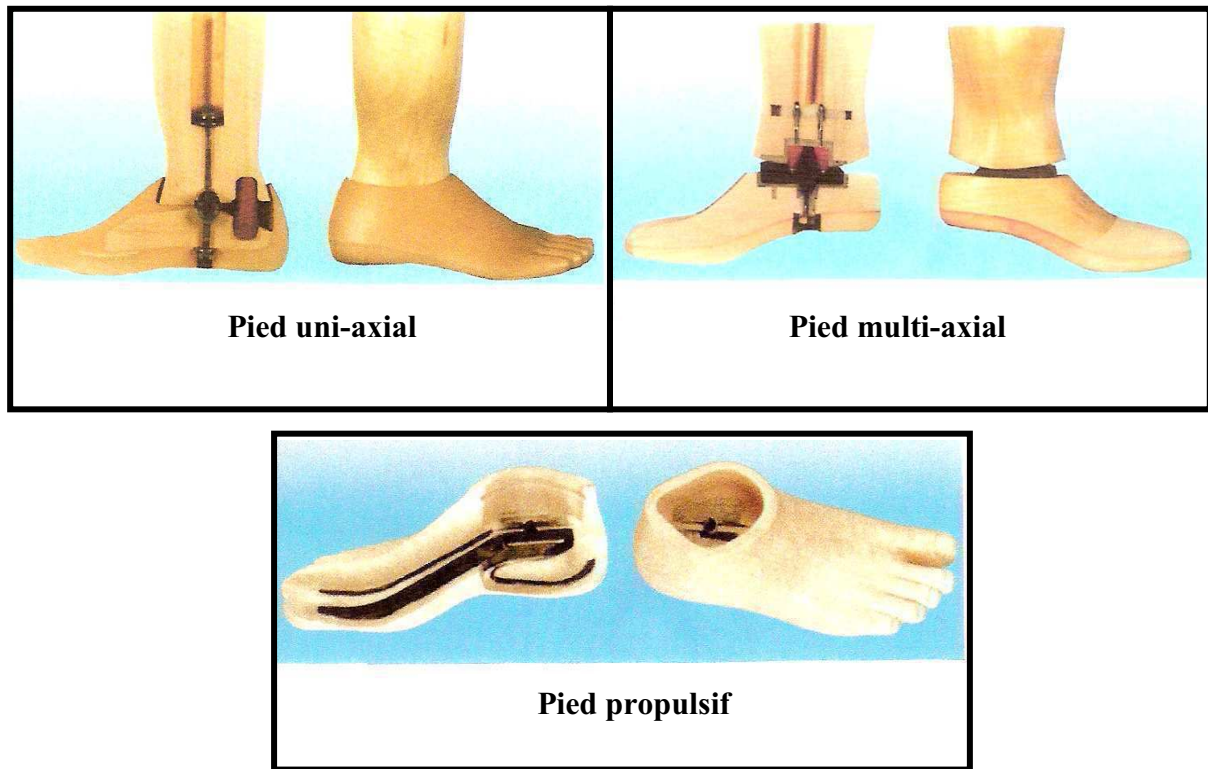


Figure 16: Exemples de trois types de pieds prothétiques

Les pieds sont classiquement subdivisés selon qu'ils possèdent ou pas une articulation de cheville, ensuite, ils sont classés selon des critères fonctionnels comme la mobilité ou la flexibilité qu'ils possèdent dans un seul ou plusieurs plans de l'espace. Le pied le plus simple, rudimentaire, est le pied *SACH* (Solid Ankle Cushion Heel), il est rigide et l'attaque du talon est améliorée par la mise en place d'un coin talonnier souple. Le pied *uni-axial* permet, quant à lui, des mouvements de flexion plantaire/dorsale alors que le pied *pluri-axial* permet en plus des mouvements d'éversion/inversion voire même de rotation. Plus sophistiqués, les pieds dits *propulsifs* ou à *restitution d'énergie*, sont composés de lames de carbone qui permettent, en théorie, d'améliorer la marche en restituant une certaine partie de l'énergie emmagasinée lors de la phase d'appui au sol du pied prothétique. Il existe différentes catégories de pieds dits *propulsifs* en fonction de leurs performances mécaniques.

Le pied prothétique est fixé à l'emboîture par l'intermédiaire d'une tubulure (**Figure 15**) creuse en fibre de carbone ou en aluminium (prothèses dites *endo-squelettique*), selon les mensurations de l'amputé et la longueur de son membre résiduel. Des dispositifs médicaux d'alignement situés aux extrémités permettent de réaliser les réglages nécessaires (ex : translation, rotation). Cette structure peut être recouverte de mousse et éventuellement peinte ensuite de manière à assurer la symétrie esthétique entre les deux segments jambiers.

D'autres prothèses, dites *exosquelettiques*, faites d'une structure composée de fibre de verre ou de carbone présente l'inconvénient de rendre quasi-impossibles des réglages complémentaires une fois la prothèse terminée.

Ces différents composants prothétiques sont réglables entre eux et cette étape est réalisée selon une procédure d'alignement classique qui va désormais vous être décrite.

2.2.2 Procédure d'alignement

Puisque la qualité de la marche de l'amputé dépend en grande partie de l'alignement de la prothèse, il paraît souhaitable dans ce chapitre de le décrire avec précision et de tenir compte de ces paramètres lorsqu'il s'agit de comparer la marche de ces patients.

L'alignement consiste à déterminer le réglage et l'emplacement optimum des différents modules de la prothèse, les uns par rapport aux autres, ainsi que l'ensemble par rapport aux segments osseux et aux articulations restantes du membre inférieur afin d'adapter au mieux la prothèse au patient (Becquet *et al.* 1996). Un alignement prothétique confortable et optimal permet une marche sans douleur, protège la peau sous l'emboîture des lésions, permet un meilleur soutien du poids corporel, améliore la qualité de marche et diminue l'énergie consommée au cours de la marche (Bagley *et al.* 1991).

Dans l'amputation de jambe, l'alignement est guidé par deux éléments : la faiblesse des muscles capables de contrôler le genou et l'effet pseudarthrose entre le moignon et l'emboîture. La recherche de cet alignement doit répondre à des exigences statiques : assurer une position assise non limitée et debout stable, sans contraintes articulaires, et dynamiques : respecter, dans la mesure du possible, les cinq critères cliniques de la marche normale. Ces critères sont la stabilité pendant l'appui, l'absence d'accrochage du pied pendant la phase d'oscillation, le pré-positionnement du pied préparant l'attaque du pas, la longueur adéquate du pas et la conservation et l'économie d'énergie. Les exigences dynamiques dépendent de considérations biomécaniques générales et de certains paramètres propres à l'amputé et à son amputation. La variabilité inter-sujet de la marche appareillée et l'insuffisance de la connaissance des conditions biomécaniques de sa réalisation rendent les procédures d'alignement très complexes. De plus, les règles d'alignement restent empiriques, considérant l'expérience des équipes d'orthoprothésistes, les règles d'alignement conseillées par chaque fabricant de pièces prothétiques et le confort ressenti par le patient. Dans la pratique du réglage prothétique courante, l'alignement prescrit est déterminé par des procédures d'alignement statiques et dynamiques de face/dos et de profil où le prothésiste grâce à son expérience, sa connaissance des causes des déviations posturales et des zones d'appui au

niveau de l'interface moignon-emboîture, le retour donné par le patient, effectue des modifications jusqu'à ce que l'alignement désiré soit trouvé (Zahedi *et al.* 1986).

Théoriquement, chaque composant devrait pouvoir à une translation et une rotation selon chacun des axes (transversal, médio-latéral et antéro-postérieur) mais l'alignement des prothèses tibiales est généralement défini selon six paramètres (**Figure 17**): translation antéro-postérieure (AP) de l'emboîture par rapport au pied ; inclinaison (ou rotation) antéro-postérieure de l'emboîture; translation médio-latérale (ML) de l'emboîture par rapport au pied; inclinaison médio-latérale (ou rotation) de l'emboîture; la longueur de la prothèse et l'angle d'ouverture du pied (Berme *et al.* 1978; Zahedi *et al.* 1986).

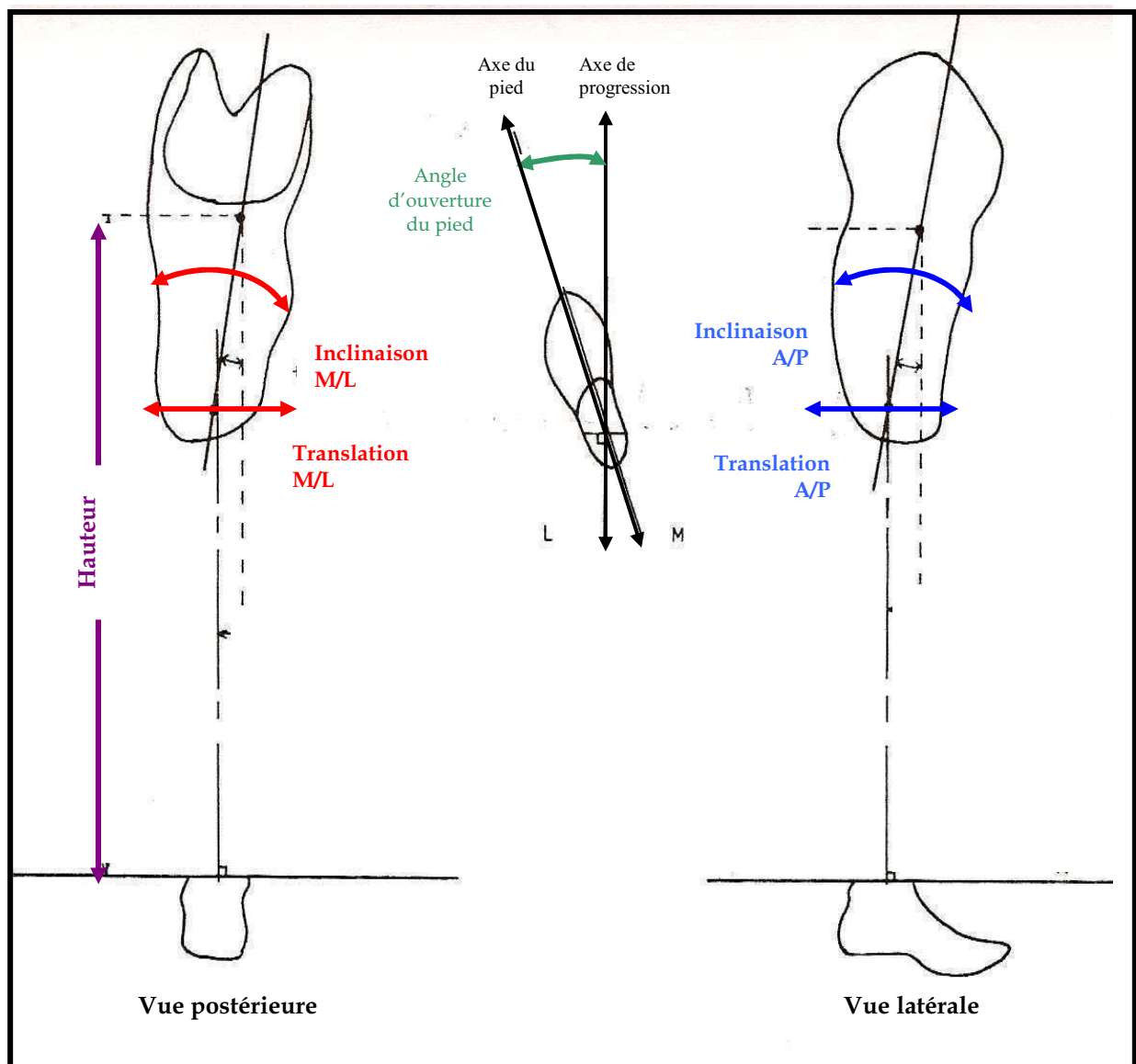


Figure 17: Définition des paramètres d'alignement pour les prothèses tibiales

Dès lors que ces procédures d'alignement ont été réalisées, le patient va devoir s'adapter aux propriétés mécaniques de sa prothèse pour se créer un nouvel équilibre dans la réalisation de toutes ses activités de vie et acquérir une nouvelle proprioception.

2.3 Adaptation à l'appareillage

Selon Eberhart (Eberhart *et al.* 1954), le schéma ou profil de marche exhibé par un individu représente sa solution pour se déplacer d'un endroit à un autre avec le minimum d'effort, une stabilité adéquate et une apparence acceptable. Pour le patient amputé, cela reste incertain et insuffisant si ces critères restent seulement évalués par des méthodes subjectives (visuelles, de ressenti instantané...). Ainsi, les techniques d'analyse de la marche comme méthodes objectives pourraient être utiles pour préciser et améliorer l'adéquation entre le patient amputé et sa prothèse. La prescription personnalisée d'une prothèse améliore les performances globales du patient amputé et lui permet de s'engager ou de poursuivre des activités professionnelles ou de loisir ; elle permet aussi de réduire à long terme les séquelles de l'amputation comme les douleurs. Cela a été traduit par le terme *optimisation de la marche* (Saleh 1988).

L'optimisation de la marche peut être considérée au travers de trois principaux composants : le *patient amputé*, la *prothèse* et les *méthodes d'évaluation* (**Figure 18**).

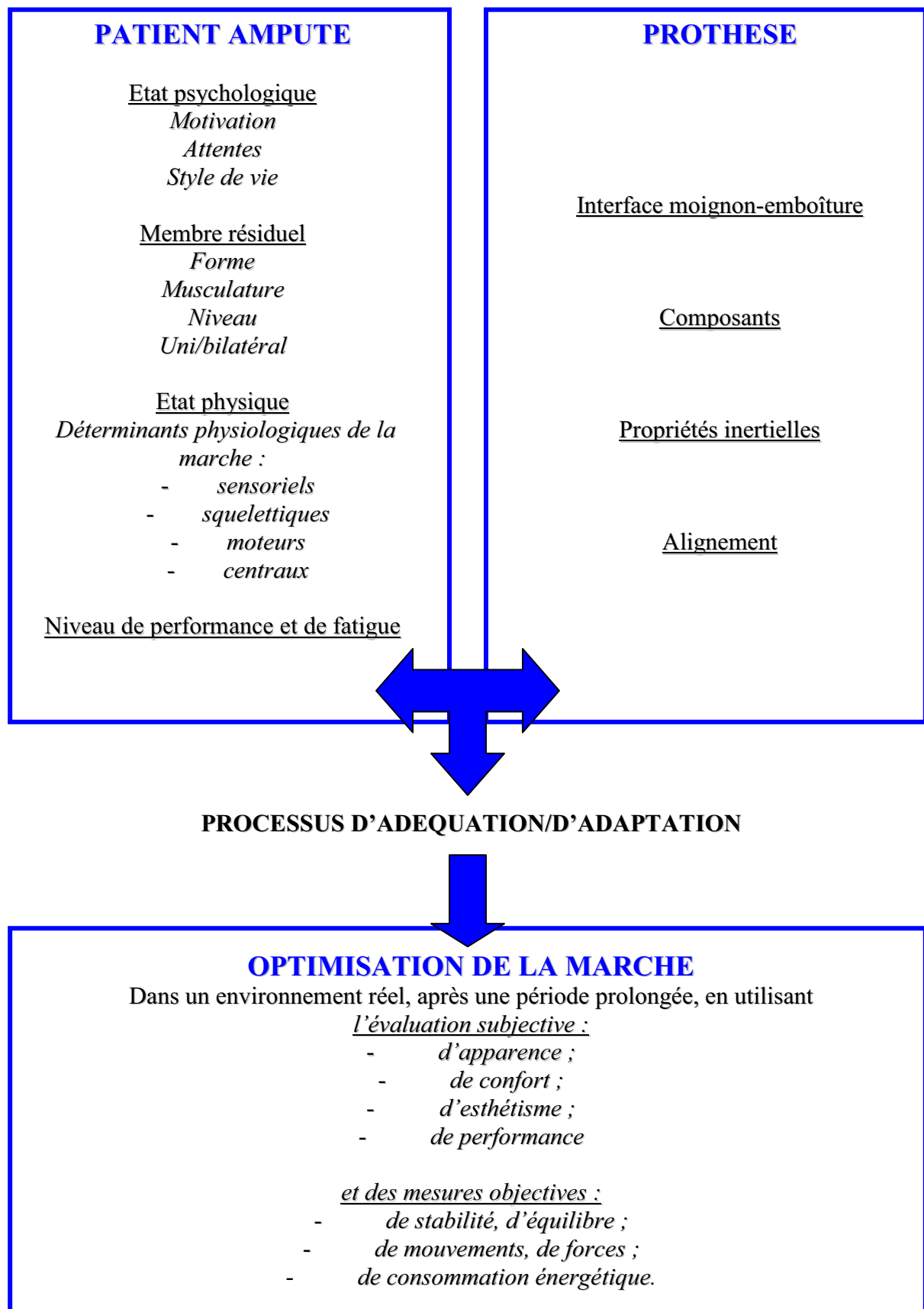


Figure 18: Interactions entre le patient amputé et sa prothèse dans l'optimisation de sa marche

(modifié d'après Alignment and gait optimization in lower limb amputees de Saleh, page 358, (Saleh 1988))

Parmi ces nombreux déterminants de la qualité et de la réussite du processus d'adaptation entre le patient amputé et sa prothèse, nous allons particulièrement nous intéresser aux modifications du comportement moteur suscitées par le port de la prothèse, à l'interface moignon-emboîture et à l'optimisation de l'alignement.

2.3.1 Modifications du comportement moteur

Chez les personnes amputées de membre inférieur, les modifications du système neuro-musculo-squelettique sont susceptibles de perturber gravement le contrôle postural au cours de la station debout et de la marche (Paquin *et al.* 1993; Enjalbert 1994). Les modifications les plus importantes sont (Loiret *et al.* 2003):

- les modifications musculo-squelettiques du membre inférieur directement liées à l'amputation ;
- une réduction de la masse musculaire liée à la période de convalescence ;
- l'interruption d'une partie des afférences proprioceptives s'accompagnant de la perte de circuits réflexes spinaux ;
- secondairement, une modification des projections corticales des différents segments corporels.

Un nouvel équilibre va devoir se créer progressivement sous l'effet de la rééducation et du port de la prothèse impliquant des adaptations statiques (en station debout) et dynamiques (à la marche) intéressant le membre prothétique, le membre controlatéral mais également les structures sus-jacentes.

► Modifications de la station debout

En station debout, l'analyse sur plate-forme statokinésimétrique a mis en évidence un certain nombre d'anomalies du contrôle postural chez l'amputé de jambe (Alexander *et al.* 1992; Paquin *et al.* 1993; Enjalbert 1994) comme le déport du centre de pression plantaire vers l'arrière et le côté sain ainsi que l'augmentation de l'amplitude et de la fréquence des oscillations dans le sens antéro-postérieur et latéral. Il a été aussi démontré une asymétrie dans les mouvements anticipatoires des muscles posturaux avec un développement musculaire plus important du côté sain (Aruin *et al.* 1997). Ce changement de stratégie motrice permettrait à l'amputé tibial unilatéral de compenser les perturbations liées à l'asymétrie de son appareil locomoteur.

► Modifications de la marche

Les anomalies structurales que peut posséder un patient amputé tibial ont des effets notoires sur leur marche et ne peuvent pas être compensées par la prothèse de la même manière qu'une partie anatomique. Le type de prothèse, les composants prothétiques et l'alignement sont aussi responsables des nouveaux schémas de marche développés par l'ATU pour s'adapter à sa prothèse (Perry 1992b; Smith *et al.* 1999).

Les modifications de marche observées généralement chez l'ATU sont (Seymour 2002):

- une flexion excessive du genou du côté sain à l'appui et/ou une flexion du genou absente ou insuffisante entre le contact du talon au sol et le milieu de la phase d'appui du côté prothétique ;
- une inclinaison latérale du tronc du côté prothétique en milieu de phase d'appui ;
- une flexion trop précoce ou trop tardive du genou entre le milieu et la fin de la phase d'appui du côté prothétique ;
- des fouettés du pied prothétique et des mouvements de piston de la jambe résiduelle dans l'emboîture lors de l'oscillation.

A la marche, l'analyse des appuis plantaires sur plate-forme de force met en évidence un certain nombre de perturbations telles que la réduction quantitative et qualitative de l'appui du côté amputé au profit du côté sain ou l'absence de déroulement du pas du côté amputé (Enjalbert 1996). L'analyse tridimensionnelle de la marche confirme ces perturbations des paramètres du pas du côté amputé et précise les variations de la cinématique (bascule du bassin, flexion exagérée de la hanche, recurvatum et flexion limitée du genou...) et de la cinétique articulaire (moment et travail du genou diminués, travail exagéré de la hanche...).

► Pathologies de l'appareil locomoteur

De ces modifications du contrôle postural au cours de la station debout et de la marche découlent des anomalies secondaires touchant l'appareil locomoteur dans ses trois composantes : osseuse, articulaire et musculaire qui touchent les membres inférieurs et le tronc. La pathologie osseuse est tributaire du défaut d'appui (diminution des contraintes du côté amputé) ; la pathologie articulaire est la conséquence des perturbations posturales et touche principalement la hanche controlatérale à l'amputation, le bassin et le rachis et la pathologie musculaire est la conséquence directe de l'amputation : amyotrophie de non-utilisation de certains muscles, raccourcissement et rétraction (Enjalbert 1996). Il a été montré qu'une marche asymétrique est liée à une augmentation de la prévalence de problèmes dégénératifs au niveau de la colonne lombaire, des genoux et des hanches (Brouwer *et al.*

1989) et tend à augmenter les forces appliquées aux articulations du membre non amputé, prédisposant celles-ci à de l'arthrose dégénérative prématurée (Hurley *et al.* 1990).

Ces différentes pathologies locomotrices s'accompagnent, souvent, de douleurs localisées au niveau du dos, des hanches, du cou et des épaules ainsi que de douleurs apparaissant au niveau de la jambe non-amputée.

► Appareillage et rééducation

Ces modifications posturales et locomotrices observées sont corrélées à un certain nombre de facteurs : niveau d'amputation, type d'appareillage, qualité de la rééducation, motivation du patient, présence ou non de phénomènes douloureux (Enjalbert 1994). Les progrès réalisés dans les domaines de l'appareillage et des techniques de rééducation permettent de limiter l'instauration de troubles posturaux et locomoteurs. L'appareillage est essentiel et doit être précoce et bien adapté. En effet, l'équilibre de l'amputé sur sa prothèse dépend des relations moignon/emboîture, des composants prothétiques et de leur alignement. La rééducation est le complément indispensable de l'appareillage. Sa finalité est de réduire les anomalies posturales par l'apprentissage du contrôle de la prothèse avec le moignon. Il faut rechercher un bon équilibre en appui complet sur la prothèse (transferts d'appui) et une bonne dynamique de la marche (décomposition du pas, marche en terrain plat, en pente, dans les escaliers, en terrain accidenté). Il s'agit là d'une véritable reprogrammation sensorimotrice dans laquelle le biofeedback tient une place de choix (Paquin *et al.* 1993; Enjalbert 1994; Kotzki *et al.* 1994).

Le programme thérapeutique doit ainsi permettre de limiter les conséquences posturales néfastes de l'amputation et de prévenir les pathologies locomotrices qu'elles déterminent. En ce sens, les systèmes d'analyse de la posture et du mouvement pourraient être des outils permettant d'améliorer la détection et l'évaluation de ces anomalies biomécaniques.

2.3.2 Interface moignon-emboîture

► Problèmes / complications

L'amputation de jambe provoque fréquemment des altérations des expériences sensorielles douloureuses et non-douloureuses (Ehde *et al.* 2000). Approximativement 30% des amputés de jambe développent des complications au niveau de leurs prothèses qui les empêchent de porter leur prothèse sur une durée prolongée, les handicapant sévèrement dans leurs activités quotidiennes et réduisant leur qualité de vie (Chan *et al.* 1990). Les phénomènes douloureux peuvent même, à la longue, engendrer des symptômes dépressifs.

Les patients amputés peuvent ainsi faire l'expérience de différents types de douleurs plus ou moins complexes comme les douleurs intrinsèques (douleurs nerveuses, vasculaires, articulaires...) ou extrinsèques (pressions excessives sur la peau causées par des facteurs externes comme l'hypertrophie musculaire ou la prise de poids) au niveau du membre résiduel (moignon) mais aussi au niveau du membre inférieur controlatéral et d'autres régions corporelles.

Sitôt l'appareillage mis en place, les anomalies pathologiques du moignon sont de deux ordres : persistance d'anomalies antérieures (infections, troubles trophiques, cicatrices vicieuses etc.) ou désordres nouveaux, conséquence directe de l'appareillage et de ses contraintes. Ces pathologies du moignon apparaissent au travers de troubles cutanés (fréquents comme les dermatoses infectieuses, les allergies, les signes d'irritation mécanique aux zones d'appui), de troubles vasculaires (ischémie artérielle, stase veineuse etc.) (André *et al.* 1994 ; Seymour 2002). L'ensemble de ces troubles peut retentir de façon douloureuse sur le moignon, peuvent s'y ajouter aussi les sensations de décharge électrique (névromes) ou de brûlure (causalgies), l'épilepsie du moignon, les douleurs irradiées, les pathologies osseuses.

Les patients amputés font aussi l'expérience de la perception de membres fantômes et de douleurs fantômes. Le membre fantôme est la perception du segment de membre absent qui, selon ses caractéristiques morphologiques, posturales et cinématiques, peut être perçu comme normal ou déformé (André *et al.* 2001). La douleur fantôme est caractérisée quant à elle, par la perception d'une douleur provenant de l'extrémité distale absente du membre amputé.

Un autre problème est l'inadaptation du moignon à la prothèse qui est liée le plus souvent à un amaigrissement du moignon qui entraîne une inadaptation progressive de l'emboîture (André *et al.* 1994).

L'effet pseudarthrose doit lui aussi être considéré : il correspond à l'absence de consolidation du fragment osseux laissant apparaître à ce niveau des mouvements anormaux dont l'amplitude est plus ou moins importante. Ainsi, au niveau de l'interface moignon-emboîture, des mouvements de torsion agissent dans les plans sagittal et frontal, rendant possible une mobilité du moignon dans l'emboîture et un conflit cutané, voire une douleur (Becquet *et al.* 1996). Dans le plan frontal, l'effet pseudarthrose permet une mobilité en varus-valgus et dans le plan sagittal, une mobilité en flexion-extension (**Figures 19 et 20**).

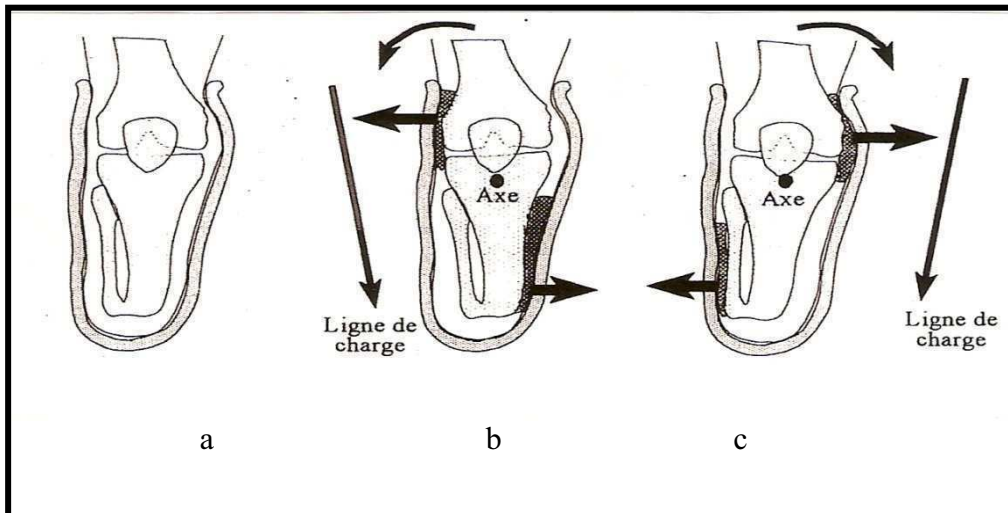


Figure 19: Couples de torsion secondaires à l'effet pseudarthrose dans le plan frontal
 (a = position neutre; b = torsion en valgus; c = torsion en varus)

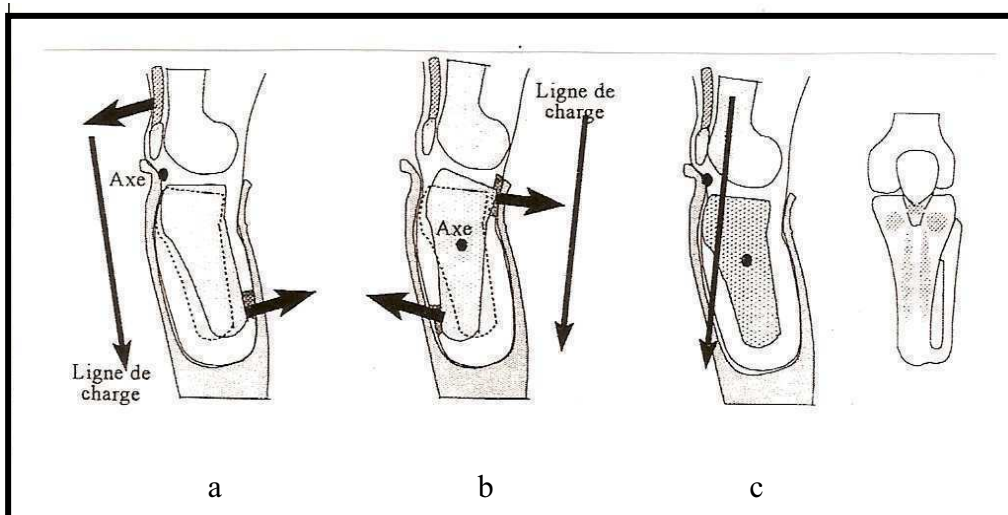


Figure 20: Couples de torsion secondaires à l'effet pseudarthrose dans le plan sagittal
 (a = torsion en extension; b = torsion en flexion; c = appuis corrects)

Pour faire face et limiter autant que possible ces problèmes et ces complications au niveau de l'interface, les soins apportés au moignon, le type d'emboîture utilisé (matériaux, forme...) et l'alignement de la prothèse sont très importants.

► Solutions

L'emboîture assure la suspension de la prothèse, la transmission des forces au cours de l'appui et la mobilisation de la prothèse par le membre résiduel. Par son intermédiaire, l'amputé doit facilement mobiliser et contrôler la prothèse. Une adaptation parfaite entre l'emboîture et le membre résiduel est indispensable pour assurer un appui franc

sans douleur quel que soit l'environnement ou l'activité du patient amputé. Tout jeu excessif est source d'une pseudarthrose qui favorise la perte de la prothèse ou son manque de contrôle et génère des mouvements de compensation. Le confort de l'emboîture est étroitement lié à la qualité de la répartition des contraintes et de la diminution des pressions sur les zones sensibles. Le choix des matériaux utilisés contribue au confort et à la tolérance cutanée. Les vibrations issues de la prothèse et transmises par l'intermédiaire de l'emboîture constituent une source d'informations proprioceptives précieuse pour le contrôle de la prothèse.

Historiquement, afin de limiter les nombreuses complications citées auparavant au niveau de l'interface moignon-emboîture, le type d'emboîture « contact » a remplacé l'emboîture « classique ». L'emboîtement contact est aussi appelé « emboîtement à forme orientée » car sa surface intérieure ne reproduit pas en négatif la morphologie du moignon, mais, au contraire, est contrainte à des endroits précis, dans le but essentiel d'un meilleur accrochage et d'un maintien plus efficace de l'emboîtement sur le moignon (Deltour 1973). La répartition des appuis est ainsi meilleure que dans l'emboîture classique. L'emboîtement contact a été conçu et réalisé aux Etats-Unis, dès 1956, sous forme de la PTB (Patellar Tendon Bearing), traduit souvent par commodité « prothèse tibiale basse ». Ceci en opposition avec le sigle PTS qui désigne la prothèse tibiale supracondylienne mise au point en France en 1958 par Pierquin et ses collaborateurs à Nancy. Il existe aussi le sigle allemand KBM (Kondylar Bettung Munster) qui désigne la prothèse tibiale qui s'arrête à mi-condyle et mi-rotule.

Les emboîtures « contact » actuelles répartissent les appuis sur toute la surface du moignon, assurent un meilleur confort du moignon grâce au manchon d'interface en gel, facilitent la remusculation et la circulation du moignon.

Le manchon participe aussi au confort et à la protection du moignon dans l'emboîture. Celui-ci est déroulé sur le membre résiduel et tient par forte adhérence cutanée. Les différents matériaux utilisés (gel, silicone, polyuréthane), de série ou sur moulage, permettent d'éviter les complications au niveau du moignon.

2.3.3 Recherche d'une optimisation du réglage des prothèses

► Effets de l'alignement sur la marche

L'alignement des prothèses tibiales est un facteur important dans l'optimisation de la marche des sujets avec une amputation. Une prothèse mal alignée affecte le schéma de marche (Hannah *et al.* 1984b; Sanders *et al.* 1993; Pinzur *et al.* 1995; Rossi *et al.* 1995) selon trois critères (Yang *et al.* 1991) :

- *de confort* : un mauvais alignement peut entraîner une pression indésirable à l'interface moignon-emboîture provoquant douleurs, problèmes d'abrasion, d'irritation ou de lésion de la peau (Chow *et al.* 2006) et donc un inconfort ;
- *fonctionnel* : par exemple, un retard excessif de flexion du genou peut rendre difficile la flexion du genou au moment de la phase de propulsion du pied ;
- *Esthétique de marche, apparence* : à part l'influence directe de l'alignement sur l'apparence de la station debout, l'amputé peut changer sa façon normale de marcher dans le but de compenser des problèmes de confort et de fonction de sa prothèse, résultant de cela une boiterie et une asymétrie de la marche.

Dans une perspective fonctionnelle, les défauts de marche sont classés en fonction des différentes phases du cycle de marche. Mais puisque l'alignement prothétique d'une prothèse trans-tibiale a surtout un effet direct sur la phase d'acceptation du poids du corps du membre prothétique et du membre controlatéral (Esquenazi 1994), nous nous focaliserons seulement ici sur les défauts de marche observables à la phase d'appui.

Ainsi, le tableau 1 présente différents défauts de marche communs observables de profil, de face ou de dos au cours de la phase d'appui, dus à l'alignement des différents composants prothétiques. Ces défauts de marche ne sont donnés qu'à titre indicatif. En effet, chaque patient, selon ses caractéristiques propres, peut être plus ou moins sensible à ces différents réglages et la production du schéma de marche qui en résulte inclura des défauts plus ou moins nombreux et plus ou moins prononcés en fonction de chaque individu. De plus, chaque patient possède une capacité propre à s'adapter à l'alignement de sa prothèse qui augmente la variabilité inter-sujet des défauts de marche.

La prothèse ou ses différents composants ne peuvent être modifiés sans une bonne compréhension des causes des défauts de marche et de l'effet produit par la modification de l'alignement. L'alignement n'est pas le seul en cause dans la production de ces défauts de marche, en effet, d'autres causes comme la dureté du talon prothétique, la dimension de l'emboîture, les faiblesses musculaires, l'instabilité des ligaments, la douleur sont également à considérer.

Tableau 1: Défauts de marche dus à l'alignement de la prothèse tibiale

DEFAUTS	CAUSES
<i>Flexion inappropriée du genou</i>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ dorsiflexion excessive du pied ➤ placement postérieur excessif du pied ➤ flexion excessive de l'emboîture
<i>Hyperextension du genou</i>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ flexion plantaire excessive du pied ➤ placement antérieur excessif du pied ➤ extension excessive de l'emboîture
<i>Poussée médio-latérale du genou</i>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ placement médio-latéral excessif du pied ➤ angulation excessive de l'emboîture en valgus ou varus ➤ inversion ou éversion excessive du pied <ul style="list-style-type: none"> ➤ prothèse trop longue
<i>Pied qui 'claque' en se posant au sol</i>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ placement postérieur excessif du pied ➤ flexion excessive de l'emboîture ➤ dorsiflexion excessive du pied
<i>Progression excessive du membre inférieur vers l'avant</i>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ placement postérieur excessif du pied ➤ dorsiflexion excessive du pied
<i>Rotation externe du membre inférieur à la fin de l'appui</i>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ placement antérieur excessif du pied ➤ flexion plantaire excessive du pied
<i>Décollement précoce du pied prothétique</i>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ placement postérieur excessif du pied
<i>Décollement précoce du pied controlatéral</i>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ prothèse trop longue

► **Adaptation du patient au réglage de la prothèse**

Les résultats des évaluations subjectives varient avec l'expérience du prothésiste et la tolérance du patient, produisant une étendue d'alignements acceptables (Zahedi *et al.* 1986), plutôt qu'un véritable alignement optimal. Un prothésiste peut trouver acceptables différentes configurations d'alignement pour un même patient et ces configurations varient d'un prothésiste à l'autre. La tolérance de l'amputé à accepter des alignements variés est sans doute liée au degré de contrôle que l'amputé a sur sa prothèse (Fridman *et al.* 2003). Par exemple, il a été déterminé que dans la direction antéro-postérieure (AP), l'emboîture pouvait être déplacée jusqu'à 111mm et penchée de 11,1°, alors que dans la direction médio-latérale (ML), elle pouvait être déplacée de 90mm et penchée jusqu'à 17° (Zahedi *et al.* 1985). Pour

l'alignement du pied prothétique, l'étendue acceptable en rotation interne/externe était de 12° avec une valeur normale à 5,5° en rotation externe. Beaucoup d'études se sont penchées sur l'étendue des alignements acceptables de l'emboîture et du pied dans les plans sagittal et frontal (Blumentritt *et al.* 1999 ; Sin *et al.* 1999; Yang *et al.* 1991; Blumentritt *et al.* 2001; Sin *et al.* 2001; Schmalz *et al.* 2002; Ham 2003; Chow *et al.* 2006) mais peu sur l'angle d'ouverture du pied dans le plan transverse durant la marche de l'amputé (Hannah *et al.* 1984b; Zahedi *et al.* 1986; Fridman *et al.* 2003). Cette étendue d'alignements acceptables et les particularités de chaque patient s'oppose à l'idée assez répandue d'un véritable alignement optimal, commun à tous les patients, à tous les types de prothèses et à tous les niveaux d'activité.

Puisque le patient est capable de s'adapter à différents réglages, il se pose alors la question : est-il alors possible d'améliorer, de trouver un meilleur alignement de sa prothèse ?

► Apports de l'analyse quantifiée de la marche

L'expérience peut permettre au prothésiste de détecter visuellement de subtils défauts de marche en observant la cinématique du tronc et des membres inférieurs. Comme spécifié dans le premier chapitre, la dynamique ou cinétique de marche est elle aussi importante à considérer, mais elle reste difficile à appréhender par l'observation visuelle simple. L'observation clinique avec expérience peut supposer une position de la force de réaction du sol (FRS) sans la voir, comme par exemple, une inclinaison antérieure du tronc en début d'appui s'associant à une avancée de la FRS par rapport au centre du genou ou une inclinaison latérale du tronc à l'appui s'associant à un déplacement latéral de la FRS par rapport au centre de la hanche. L'utilisation d'outils de quantification de données cinétiques liées à la position relative de la FRS par rapport aux articulations pourrait valider et compléter ces suppositions. La visualisation de la FRS apparaît donc comme une aide diagnostique intéressante permettant d'objectiver une approche d'analyse observationnelle. Ainsi, pour apporter des critères objectifs au réglage des prothèses, qui reste un challenge actuellement, l'utilisation de cette technique semble pertinente. Blumentritt (Blumentritt *et al.* 2001) s'est ainsi basé sur la distance du vecteur de la FRS dans le plan antéro-postérieur par rapport au centre du genou en position statique pour évaluer ensuite son effet sur l'activité musculaire pendant la marche. Il a proposé d'avancer suffisamment le pied par rapport au genou afin que la FRS (ou ligne de charge) passe environ 15 mm en avant du centre du genou dans la mesure où le quadriceps, extenseur du genou, devient actif en deçà de cette limite. Mais la position sagittale du pied prothétique par rapport au genou n'est pas le seul réglage à avoir un retentissement sur la marche de l'amputé tibial, la rotation

transverse du pied aussi. Deux équipes se sont penchées sur la rotation du pied prothétique dans le plan transverse. La première (Zahedi *et al.* 1986) a défini une échelle de réglages du pied acceptables (qui s'étend de 2° en rotation interne à 12° en rotation externe) par la mise en relation de réglages effectués par trois orthoprothésistes différents. La seconde (Fridman *et al.* 2003) a étudié l'influence de trois réglages différents de la rotation transverse du pied prothétique (optimal, optimal +18° et optimal + 36°) sur la symétrie des paramètres spatio-temporels entre les deux membres au cours de la marche. Ils ont montré une diminution significative de la symétrie lorsqu'une rotation externe du pied prothétique de 36° est ajoutée à sa rotation initiale. A ce jour, aucune étude n'a étudié les effets de la rotation du pied prothétique sur la cinématique et la cinétique des membres inférieurs. Or, grâce à l'analyse quantifiée et instrumentée de la marche, il est aujourd'hui possible d'accéder directement aux conséquences biomécaniques de l'alignement prothétique sur la marche.

C'est le rapprochement entre, d'une part, ces manques dans le domaine de la recherche sur l'alignement prothétique et, d'autre part, l'utilité potentielle de l'analyse biomécanique de la marche dans l'amélioration de l'alignement prothétique qui nous a amené à réaliser notre étude.

Etude des mécanismes d'adaptation
impliquant le membre inférieur sain chez
l'amputé tibial unilatéral au cours de la
marche

Chez l'ATU, les propriétés mécaniques de la prothèse utilisée induisent des changements du comportement biomécanique du membre inférieur prothétique et nécessitent la mise en place d'adaptations motrices pour marcher. Il en résulte une asymétrie entre les membres inférieurs sain et prothétique pour de nombreux paramètres de la marche.

Le réglage des différentes pièces prothétiques permet de modifier les propriétés mécaniques de la prothèse pour atteindre une fonction et un confort de marche optimal. Ce réglage, effectué en dynamique, reste relativement empirique, reposant sur les commentaires du patient amputé et sur l'appréciation de marche de l'orthoprothésiste.

Les adaptations motrices développées par le patient ATU au cours de la marche pour s'adapter à la prothèse et à son réglage impliquent le corps entier mais plus particulièrement les membres inférieurs. Ainsi, notre étude a été réalisée dans le but d'évaluer les fonctions d'adaptation respectives des membres inférieurs, et plus particulièrement celle du membre inférieur sain, lors d'une modification du réglage de la prothèse. Pour atteindre ce but, les variables cinétiques de deux articulations principales du membre inférieur impliquées dans les actions de support et de freinage de la première moitié d'appui (genou et hanche) ont été analysées.

Un alignement de la prothèse, la rotation transverse du pied prothétique, a été modifié pour répondre à un objectif double :

- analyser, grâce à ce modèle d'étude à valeur expérimentale, les mécanismes d'adaptation biomécaniques développés en réponse à des modifications des propriétés mécaniques d'un membre inférieur chez une population d'amputés tibiaux unilatéraux d'origine post-traumatique (qui sont des sujets sains par ailleurs) ;
- objectiver l'implication du membre inférieur sain dans les mécanismes d'adaptation de la marche en fonction du réglage de la prothèse.

La finalité espérée à plus long terme, à travers la continuité de ces travaux, est l'utilisation de critères biomécaniques objectifs dans le réglage des prothèses opéré par l'orthoprothésiste.

Cette étude a permis de détecter des modifications cinétiques évoquant un mécanisme de compensation impliquant le genou (Beyaert *C et al.* 2008) et la hanche (article soumis) du membre inférieur intact chez l'ATU. Un troisième article sur la dynamique intégrée du membre inférieur sain au cours de la première moitié de la phase d'appui est en cours de rédaction.

3.1 Justification théorique de l'étude

Les propriétés mécaniques spécifiques aux prothèses impliquent une adaptation motrice du patient amputé tibial pour marcher. L'ATU présente des modifications des paramètres de l'appui et des paramètres de cinétique articulaire des deux membres inférieurs traduisant une marche asymétrique. Ainsi, il s'appuie moins, en termes de durée et d'intensité, du côté prothétique comparé au côté sain (Powers *et al.* 1994; Arya *et al.* 1995; Pinzur *et al.* 1995; Isakov *et al.* 1996; Zmitrewicz *et al.* 2006). Il a aussi été montré que l'appui côté sain est plus long et plus intense comparé à des sujets témoins à vitesse de marche naturelle (Engsberg *et al.* 1993; Sanderson *et al.* 1997).

La cinétique articulaire est elle aussi altérée, au cours de la phase de freinage, comme rapporté dans la littérature pour le genou et la hanche. Ainsi, le moment d'extension et le travail total du genou (phases de puissance K1 et K2) sont réduits du côté prothétique (Winter *et al.* 1988; Gitter *et al.* 1991; Sanderson *et al.* 1997; Powers *et al.* 1998; Sadeghi *et al.* 2001) et sont augmentés du côté sain par rapport à des sujets témoins (Nolan *et al.* 2000). Contrairement à l'articulation du genou, il a été rapporté pour la hanche une puissance de génération durant la première moitié de l'appui (phase H1) supérieure du côté prothétique par rapport à un groupe témoin, probablement dans le but de compenser la faible puissance de génération du pied prothétique en fin de phase d'appui (Winter *et al.* 1988; Gitter *et al.* 1991; Sadeghi *et al.* 2001).

Ces mécanismes d'adaptation des membres inférieurs suggèrent, d'une part, une fonction de protection du côté prothétique (baisse de la durée et de l'intensité d'appui et du travail du genou) afin probablement, de limiter les pressions et les frictions au niveau de l'interface moignon-emboîture puisque les tissus mous du moignon ne sont pas appropriés pour supporter le poids du corps (Silver-Thorn *et al.* 1996; Lee *et al.* 2004). D'autre part, ces mécanismes suggèrent une fonction de compensation impliquant la hanche du côté prothétique (augmentation du travail) et le membre inférieur sain (augmentation de la durée et de l'intensité d'appui et du travail du genou). A notre connaissance, peu de données ont été rapportées sur la cinétique articulaire du membre sain pour évaluer sa fonction de compensation.

La marche entraîne un déplacement du corps principalement dans le plan sagittal. Dans ce même plan, la position de la force de réaction du sol (FRS) par rapport au genou a donc des conséquences sur la cinématique et la cinétique des articulations du membre inférieur et dépend de la position dynamique du pied. Cet effet a été montré par Gage et collaborateurs chez des enfants infirmes moteurs ayant une flexion excessive du genou (Gage *et al.* 1987) et chez des enfants porteurs de pieds bots opérés (Beyaert *et al.* 2003a). Lorsque l'orientation

transverse du pied au cours de la marche était trop en interne (Gage *et al.* 1987; Beyaert *et al.* 2003a) ou trop en externe (Gage *et al.* 1987), la FRS était davantage décalée vers l'arrière du genou et s'accompagnait d'un travail d'extension du genou augmenté.

Ainsi le réglage de la rotation transverse du pied a un retentissement sur la dynamique sagittale du genou. Or, peu d'équipes se consacrent à l'étude des conséquences de ce réglage chez l'ATU. L'une s'est intéressée aux conséquences d'une rotation externe excessive du pied prothétique de $+36^\circ$ par rapport au réglage « optimal » sur les paramètres spatiaux et temporels de la marche (Fridman *et al.* 2003). Les résultats indiquent que la rotation externe excessive influence significativement la durée des phases d'appui et d'oscillation, la longueur des pas et la symétrie entre les deux jambes. Parallèlement, ils ont observé une compensation par une rotation interne de l'articulation de hanche du côté prothétique. Cependant, cette équipe n'a pas étudié les effets de cette rotation transverse du pied prothétique sur les variables cinétiques des membres inférieurs au cours de la marche.

D'autre part, le réglage des prothèses repose sur une méthode empirique. L'observation visuelle de la marche du patient amputé faite par l'orthoprothésiste, même si celui-ci est expérimenté, présente des limites certaines dues à la vitesse de marche et à la complexité de la locomotion, d'autant plus que le patient ATU présente un schéma de marche modifié par rapport à la normale (Esquenazi 1994). Il paraît donc intéressant de fournir à l'orthoprothésiste une meilleure compréhension des mécanismes d'adaptation du patient à sa prothèse. De plus, il serait intéressant de trouver des critères biomécaniques pertinents et d'obtention rapide utilisables pour le réglage des prothèses.

3.2 Objectifs de l'étude

Cette étude a pour objectif principal la description de mécanismes d'adaptation impliquant le membre inférieur sain en fonction de différents réglages de la prothèse. D'autre part, cette étude constitue un point de départ dans la démarche pragmatique de recherche de variables mécaniques utiles au réglage des prothèses.

Pour répondre à cet objectif, nous avons sélectionné une population d'amputés tibiaux unilatéraux d'origine post-traumatique, n'ayant pas d'autre anomalie pouvant influencer la marche, portant divers types de prothèses afin de détecter des mécanismes d'adaptation communs. Une analyse tridimensionnelle de la marche a été réalisée alors que le patient utilisait sa prothèse depuis plus d'un an, d'abord avec le réglage habituel de la prothèse puis en modifiant la rotation transverse du pied prothétique.

En condition d'alignement initial :

Dans cette condition de réglage habituel, des mécanismes d'adaptation seraient mis en jeu par le membre inférieur sain impliquant le genou et la hanche :

- le travail total produit par le genou lors des phases KO, K1 et K2 tendrait à être supérieur du côté sain par rapport au côté prothétique et à un groupe témoin (comme déjà rapporté pour les phases K1 et K2 (Nolan *et al.* 2000) ;

- le travail total produit par la hanche lors de la phase H1 tendrait à être supérieur du côté sain par rapport au côté prothétique et à un groupe témoin. Cette hypothèse a été complétée de manière précoce suite au profil particulier de la courbe de puissance de hanche observé initialement chez quelques patients. En effet, ces derniers présentaient du côté sain une phase de puissance H1 subdivisée en deux phases : une phase initiale négative (que nous avons nommée H1a) suivie d'une phase positive (H1b). L'hypothèse secondaire émise suite à ces observations est que l'ensemble des patients adopterait ce profil dynamique incluant un travail négatif initial de la hanche ;

- une étude intégrée de la contribution du genou et de la hanche dans les mécanismes d'adaptation du côté sain a été réalisée en sommant le travail total produit par ces deux articulations (H+G) lors de la phase de freinage de la première moitié d'appui. Le travail total (H+G) tendrait également à être supérieur du côté sain par rapport au côté prothétique (ayant pour conséquence une asymétrie entre ces deux côtés) et à un groupe témoin.

En condition d'alignement modifié :

Pour démontrer la fonction de compensation appliquée à ces mécanismes d'adaptation du membre inférieur sain, il était nécessaire de montrer que les déviations relatives détectées en condition de réglage initial étaient accentuées en réponse à des conditions de marche contraignantes. Ainsi, la rotation transverse du pied prothétique a été modifiée pour induire une adaptation du patient à la modification du réglage et un inconfort au cours de la marche (Beyaert *et al.* 2003a). L'hypothèse est qu'une marche inconfortable, induite par la modification de l'alignement du pied prothétique, augmente davantage le travail du genou pendant les phases K0, K1, K2 et K0-K2, le travail de la hanche pendant la phase H1 et le travail total (H+G) du côté sain lors de la phase de freinage, suggérant un mécanisme de compensation de ce même côté. L'asymétrie entre le travail total produit par le membre inférieur sain et celui produit par le membre inférieur prothétique se trouverait ainsi davantage accentuée par rapport à la condition d'alignement initial.

3.3 Matériel et méthodes

3.3.1 Population

Cette étude a reçu l'approbation du Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale (CCPPRB devenu CPP : Comité de Protection des Personnes). Chaque patient susceptible de participer à cette étude a reçu un formulaire d'information et de consentement. Un examen clinique préalable à l'inclusion était réalisé pour chaque personne.

► Groupe de patients amputés tibiaux unilatéraux

Il se composait de 17 patients amputés tibiaux unilatéraux d'origine post-traumatique régulièrement suivis au Centre d'Appareillage par le docteur N. Martinet. Les patients ont été sélectionnés sur une période de temps continue.

Les critères d'inclusion étaient les suivants (tous devaient être présents pour qu'il y ait inclusion dans l'étude) : patient ayant entre 18 et 65 ans, homme ou femme, sans limitation de poids ni de taille, ayant eu une amputation trans-tibiale d'origine traumatique depuis plus d'un an, ayant achevé la phase de rééducation à la marche; ayant une utilisation régulière de la prothèse avec un périmètre possible de marche ≥ 3 km. Chacun des patients devait utiliser sa prothèse depuis au moins un an.

Les critères d'exclusion étaient les suivants : patient se plaignant de douleur ou d'un inconfort au cours de la posture ou de la marche, patient ayant une autre pathologie ostéo-articulaire, musculaire ou neurologique susceptible de modifier le schéma de marche, patient ayant une altération de l'état général. Le type de prothèse n'a pas été un facteur de sélection des patients puisque le but était justement de détecter des phénomènes communs à divers types de prothèses tibiales. Ainsi, les types de pieds prothétiques utilisés étaient variés: 2 pieds rigides SACH et 15 pieds propulsifs : 2 Multiflex ERF[®], 1 Variflex[®], 1 Sureflex[®], 4 Flexwalk[®], 2 C-Walk 1C40[®], 2 Cadence HP[®] et 3 Reflex[®]. Les pieds propulsifs partageaient plusieurs caractéristiques fonctionnelles : système d'amortissement à l'atterrissage du pied et de restitution d'énergie à la propulsion.

La séance d'exploration de la marche était réalisée au cours d'un renouvellement de prothèse qui comprenait une période de deux à trois semaines pendant laquelle une emboîture provisoire était utilisée sans esthétique, et dont on pouvait aisément modifier les alignements avant sa livraison définitive.

► Groupe de sujets sains témoins

Il se composait de 15 sujets recrutés par les docteurs N. Martinet, C. Beyaert ou C. Grumillier, auprès de personnes de connaissance privée ou professionnelle mais non placées sous leur dépendance hiérarchique dans ce dernier cas. Au cours d'une consultation médicale, il était proposé aux personnes obéissant aux critères d'inclusion de participer volontairement à l'étude.

Les critères d'inclusion étaient les suivants : sujet ayant entre 18 et 65 ans, homme ou femme, sans limitation de poids ni de taille, ne présentant pas de pathologie ostéo-articulaire, musculaire ou neurologique susceptible de modifier le schéma de marche et ne présentant pas de pathologie altérant les capacités de compréhension du protocole.

Les caractéristiques anthropométriques de ces deux groupes sont listées dans le tableau 2. Les caractéristiques d'âge, de taille et de poids du groupe témoin étaient comparables à celles du groupe des ATU. Le délai écoulé depuis l'amputation s'échelonnait de 1 à 59 année(s) (moyenne 16.7 (écart-type 17.6), n=17). La longueur moyenne de chaque membre inférieur du groupe de patients amputés (prothétique = 92,6 cm ; sain = 91,9 cm) ne différait pas significativement de celle du membre inférieur droit du groupe témoin (91,1 cm), ce qui était important à considérer puisque nous avons été amenés à comparer les résultats entre les groupes. La différence de longueur entre le membre inférieur prothétique et le membre inférieur sain (Δ P-S) calculée pour chaque patient amputé présentait des valeurs s'échelonnant de -1,5 cm à 3 cm: 5 patients sur 17 avaient les deux membres inférieurs égaux, 4 sur 17 le membre inférieur sain plus long que le membre inférieur amputé et 8 sur 17 le membre inférieur amputé plus long que le membre inférieur sain. La moyenne de cette différence pour le groupe des ATU était de 0,44 cm (écart-type 1,17).

Tableau 2: Mesures anthropométriques

	Groupe ATU (n =17)	Groupe Témoin (n =15)
Age (années)	46 (16)	45 (17)
Taille (cm)	175.6 (8)	171.5 (6.6)
Poids (kg)	82,2 (13.7)	77.4 (10.3)
Longueur MI (cm)	P: 92.6 (6.3) S: 91.9 (4.8) Δ P-S = 0.44 (1,17)	91.1 (5.4)

ATU = amputés tibiaux unilatéraux; MI = membre inférieur ; P = prothétique, S = sain ; Δ P-S = différence moyenne de longueur entre les deux membres. Les valeurs sont exprimées en moyenne (écart-type)

3.3.2 Protocole

Chaque sujet a fait l'objet d'une seule séance d'exploration au *Laboratoire d'analyse du mouvement* qui comportait le système optoélectronique d'analyse tridimensionnelle du mouvement (Vicon 370, Vicon Motion Systems Limited, Oxford, UK), une chaîne d'enregistrement vidéographique, trois plate-formes de forces à multiples degrés de liberté AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc, Watertown, MA, USA).

Les données nécessaires à la réalisation de l'étude ont été reportées dans un cahier d'observation pour chaque sujet témoin (**annexe II**) et chaque patient amputé (**annexe III**). Chaque séance d'acquisition débutait par la mesure des caractéristiques anthropométriques du sujet qui était ensuite revêtu des marqueurs réfléchissants. Les marqueurs étaient placés sur le membre inférieur prothétique de la même manière que ceux placés sur le membre inférieur intact (Gitter *et al.* 1991). Il était demandé au patient de marcher avec ses chaussures habituelles à vitesse spontanée, de confort, sur une distance d'environ dix mètres (distance imposée par les dimensions de la salle d'enregistrement) en effectuant quelques allers et retours d'échauffement préalable pour que sa marche soit plus détendue et se rapproche le plus possible de sa marche habituelle. Ensuite, trois allers ou retours comportant un appui correct sur les plates-formes (permettant l'analyse cinétique) étaient retenus pour analyse dans chaque condition de réglage.

Les enregistrements de la marche étaient réalisés pour le groupe témoins dans une seule condition. Pour le groupe des sujets amputés, ces enregistrements de la marche étaient réalisés dans trois conditions différentes d'orientation transverse du pied prothétique:

- a) condition d'alignement initial (AI), présente à l'arrivée au laboratoire, utilisée depuis au moins un an par le patient et qui servait de référence pour les deux autres conditions d'alignement de la prothèse;
- b) condition de rotation transverse du pied tournée de 6 degrés vers l'extérieur (RE: rotation externe) par rapport à l'alignement initial;
- c) condition de rotation transverse du pied tournée de 6 vers l'intérieur (RI: rotation interne) par rapport à l'alignement initial.

L'ordre des conditions b) et c) était tiré au sort.

Le même prothésiste expérimenté se chargeait de modifier pour chaque patient, grâce à l'adaptateur situé à l'une des extrémités de la tubulure, la rotation transverse du pied prothétique par rapport à l'emboîture. Pendant qu'une autre personne maintenait fermement l'emboîture du patient assis, le prothésiste tournait le pied prothétique placé sur un large rapporteur posé au sol, comportant les trois références angulaires (AI, AI +6° et AI -6°), fabriqué spécialement pour cette étude. Dans sa pratique de routine, le prothésiste tourne le pied par incréments de 2-3° quand il ajuste la prothèse en accord avec les commentaires du patient. Ainsi, pour induire une rotation transverse significative du pied prothétique, nous avons décidé de l'altérer de 6°, ce qui correspond au double de l'incrément habituel.

Dans les conditions RI et RE, il était demandé au patient de marcher cinq minutes librement pour qu'il s'accommode au changement de réglage (Yang *et al.* 1991; Chow *et al.* 2006) et de marcher à une vitesse assez comparable dans les trois conditions d'alignement. Après les passages dans chaque condition, le patient était questionné sur son ressenti concernant la qualité et le confort de marche (**annexe IV**). Pour chaque sujet amputé, la vitesse après modification de la rotation transverse du pied prothétique ne devait pas varier de plus de 10 % par rapport à la vitesse spontanée de référence lors de la condition d'alignement initial de la prothèse. En effet, les variables cinématiques et cinétiques changent avec la vitesse de marche (Winter 1983; Murray *et al.* 1984). Si une variation de plus de 10 % de la vitesse (mesurée par le logiciel) était constatée, l'essai n'était pas retenu.

3.3.3 Variables étudiées

Les variables ont été étudiées principalement en première moitié d'appui, lors de la phase de freinage, pendant laquelle la FRS est orientée vers l'arrière dans le plan sagittal, pour le membre inférieur prothétique comme pour le membre inférieur sain dans le groupe des patients amputés et pour le membre inférieur droit dans le groupe des sujets témoins. Les variables ont été analysées à partir de la valeur moyenne sur trois cycles de marche pour

chaque condition (un cycle par enregistrement de marche), ce qui correspondait à un total de neuf enregistrements de la marche par patient ATU et trois par sujet témoin.

► Ressenti du patient

L'appréciation subjective du patient concernant le degré de confort général de la marche a été évaluée en fonction de différents critères : fatigue, douleurs, travail mécanique du genou, équilibre ; et en comparant les conditions de rotation transverse à la condition d'alignement initial (**annexe IV**).

► Angle de progression du pied

L'angle de progression du pied dans le plan transverse, en interne ou en externe, défini par l'angle formé entre la ligne de progression de la marche et l'axe longitudinal du pied (**Figure 17**), était mesuré lors de la flexion maximale du genou à l'appui au cours de la marche.

► Paramètres spatiaux et temporels

La vitesse de marche (en m/s), la cadence (pas/min), la longueur du cycle (en m), la longueur du pas (en m), la durée du simple appui (en s) et la durée de l'appui (en % de cycle de marche) étaient mesurées.

► Forces de réaction du sol (FRS)

Nous nous sommes intéressés aux composantes antéro-postérieure (FRS_x) et verticale (FRS_z) de la FRS et à sa résultante dans le plan sagittal (FRS_s) en première moitié d'appui, lors de la phase de freinage (**Figure 9**). Ainsi, les variables mesurées étaient le pic initial et l'impulsion de FRS_x et FRS_z ainsi que l'impulsion de FRS_s qui reflète l'action globale de la FRS dans le plan sagittal (Lay *et al.* 2006).

► Cinématique et cinétique du genou

Les variables du genou qui ont été mesurées sont, en début d'appui, l'angle de flexion maximal, le moment d'extension maximal, l'impulsion angulaire d'extension, ainsi que le travail total exercé lors des phases de puissances K0, K1, K2 et KO-K2 (somme des valeurs absolues de K0, K1 et K2) (**Figure 22**). Ce dernier constituant le critère principal de jugement pour le genou.

► Cinématique et cinétique de la hanche

Les variables de la hanche qui ont été mesurées sont, en début d'appui, l'angle de flexion maximale, son occurrence et l'impulsion angulaire d'extension.

Nous avons pu observer précocement sur quelques patients ATU que la courbe de puissance de hanche du côté sain présentait un profil particulier en début d'appui. En effet, différemment du côté prothétique et du groupe témoin qui présentaient une unique phase de puissance H1 positive, le côté sain présentait une première phase négative suivie d'une seconde phase positive (**Figure 24**). Nous avons donc subdivisé la phase H1 en deux phases, nommées H1a et H1b. En référence à ces deux nouvelles phases, d'autres variables ont ensuite été mesurées : l'amplitude du mouvement de flexion/extension et le travail total exercé en H1a et H1b ainsi que le travail total exercé en H1 (somme des valeurs absolues de H1a et H1b). Ce dernier constituant le critère principal de jugement pour la hanche.

► Dynamique des membres inférieurs

Le travail total du genou, de la hanche et de la cheville ont été calculés lors de la phase de freinage (**Figure 25**) et présentés en valeur absolue afin de les comparer de manière quantitative et non qualitative. Le travail total du genou et celui de la hanche ont été sommés puisque ces deux articulations contribuent largement à la fourniture du travail total du membre inférieur lors de cette phase. Seules les conditions AI et RI ont été comparées car seule la condition RI (et non la condition RE) montrait des différences significatives avec la condition AI concernant les variables du genou et de la hanche.

Les courbes de moment et de puissance articulaires et celles de la FRS sont normalisées par rapport au poids et leurs unités sont respectivement Nm/kg, W/kg et N/kg.

3.3.4 Analyse statistique

Pour chaque variable, les conditions d'alignement de prothèse ont été comparées entre elles au sein du groupe des sujets amputés pour chaque côté (sain et prothétique) par un test ANOVA avec facteur unique et mesures répétées en posant l'hypothèse d'une normalité de distribution. En cas de test significatif ($p < 0.05$) un test a posteriori de Fisher a été réalisé en comparant les conditions deux à deux pour le côté concerné (AI avec RI ; AI avec RE).

Pour chaque variable, le côté sain et le côté prothétique ont ensuite été comparés entre eux dans chacune des trois conditions de rotation transverse par un t-test de Student apparié.

Pour chaque variable enfin, les différences calculées entre le côté sain et le côté prothétique dans chaque condition ont été comparées entre elles par un test ANOVA avec mesures répétées.

Pour chaque variable, chaque condition d'alignement de prothèse du groupe des amputés a été comparée au groupe témoin par un t-test de Student non apparié bilatéral après vérification du ratio de variance (test F). Le taux de significativité retenu pour chacun de ces tests statistiques était $p < 0.05$. L'analyse des données a été réalisée en utilisant les logiciels Statview et Excel. Enfin, les coefficients de variation intra-individuel et intra-groupe ont été calculés pour les variables du genou et de la hanche.

3.4 Résultats

3.4.1 Ressenti du patient

Lors de l'interrogatoire des patients effectué à l'issue de chaque condition d'alignement de la prothèse, 14 patients ATU sur 17 se sont déclarés gênés en condition de rotation interne (marche désagréable, fatigante et mal équilibrée) et très peu en rotation externe, cette condition étant à peine différente, selon eux, de la condition d'alignement initial. Trois patients seulement se sont sentis plus gênés en rotation externe qu'en rotation interne. Pour tous, la condition d'alignement initial restait la meilleure des trois conditions: la marche étant la plus confortable, la moins fatigante et/ou la mieux équilibrée. Le changement de réglage n'entraînait pas de douleur au niveau du membre amputé mais plutôt un phénomène impliquant un déséquilibre global du corps dans le plan frontal. La notion d'un travail augmenté ou diminué demandée dans le questionnaire s'avérait être une notion mal comprise et trop peu de patients ont réussi à s'exprimer sur cette question.

Nous avons donc pu établir un ordre de préférence des conditions au cours de la marche, valable pour la majorité des patients (14/17): alignement initial = condition la meilleure, rotation externe = condition légèrement moins bien qu'AI et tout à fait supportable et rotation interne = condition la moins bien et difficilement supportable.

3.4.2 Angle de progression du pied

L'angle de progression du pied du côté prothétique était significativement plus en interne ($7^{\circ}(8)$) en condition RI et plus en externe ($-12^{\circ}(6)$) en RE qu'en condition AI ($-3^{\circ}(5)$). L'angle de progression du pied du côté prothétique en RE ($-12^{\circ}(6)$), du côté sain dans les 3 conditions ($8^{\circ}(9)$ à $-9^{\circ}(9)$) et du groupe témoin ($-8^{\circ}(4)$), ne différaient pas significativement entre eux.

3.4.3 Paramètres spatiaux et temporels

L'ensemble de ces résultats est reporté dans le Tableau 3. La vitesse de marche et la cadence ne diffèrent pas significativement entre les conditions dans le groupe des ATU et entre le groupe des ATU et le groupe témoin. Cette stabilité de la vitesse de marche est une condition essentielle permettant la comparaison des variables cinétiques entre les conditions et entre les groupes (Winter 1983). La durée de la phase d'appui était significativement plus importante du côté sain que du côté prothétique et que du groupe témoin et la durée du simple appui était significativement supérieure du côté sain par rapport au côté prothétique. Du côté prothétique, la durée du simple appui diminuait significativement en condition RI comparée à la condition AI.

Tableau 3: Paramètres spatio-temporels

	Groupe ATU (n=17) Côté prothétique			Groupe ATU (n=17) Côté sain			Groupe Témoin (n=15)
	IA	IR	ER	IA	IR	ER	
Vitesse de marche (m/s)	1.36 (0.20)	1.35 (0.18)	1.34 (0.20)	1.36 (0.20)	1.35 (0.18)	1.34 (0.20)	1.39 (0.17)
Cadence (demi pas/min)	109 (8)	109 (8)	108 (8)	109 (8)	109 (8)	108 (8)	112 (7)
Longueur du pas (m)	1.51 (0.19)	1.50 (0.18)	1.47 (0.19)	1.51 (0.18)	1.50 (0.19)	1.50 (0.20)	1.49 (0.15)
Durée simple appui (s)	0.42 (0.03)	0.40 * (0.04)	0.41 (0.04)	0.44 ♠ (0.03)	0.44 ♠ (0.03)	0.44 ♠ (0.03)	0.42 (0.04)
Durée de la phase d'appui (% cycle de marche)	61 (2)	60 (1)	61 (2)	63 ♠ ■ (2)	64 ♠ ■ (2)	64 ♠ ■ (2)	61 (2)

ATU = amputés tibiaux unilatéraux ; AI = alignement initial, RI = rotation interne, RE = rotation externe ; les valeurs sont exprimées en moyenne (écart-type) ; ♠ p < 0.05 versus côté prothétique ; ■ p < 0.05 versus groupe témoin ; * p < 0.05 versus AI.

3.4.4 Force de Réaction du Sol

Le pic initial de la composante antéro-postérieure (FRSx) était significativement plus faible du côté prothétique comparé au côté sain et au groupe témoin. Le pic initial de la composante verticale (FRSz) était significativement plus élevé du côté sain comparé au côté prothétique et au groupe témoin dans les deux conditions de réglage AI et RI (**Tableau 3**).

Ces deux pics ne différaient pas significativement entre les conditions AI et RI pour les deux côtés, prothétique et sain, du groupe des ATU.

Du côté prothétique, l'impulsion de freinage était significativement réduite par rapport au côté sain et au groupe témoin dans les conditions AI et RI (**Tableau 4** et **Figure 21**). L'impulsion verticale était significativement plus importante du côté prothétique dans la condition AI ainsi que du côté sain dans les conditions AI et RI par rapport au groupe témoin. L'impulsion sagittale était significativement plus importante du côté sain que du côté prothétique et du groupe témoin dans les deux conditions de réglage. Les impulsions de la FRS ne changeaient pas significativement entre les conditions AI et RI pour chaque côté dans le groupe des ATU.

Tableau 4 : Force de réaction du sol durant la phase de freinage

	Groupe ATU (n=17) Côté prothétique		Groupe ATU (n=17) Côté sain		Groupe Témoin (n=15)
	IA	IR	IA	IR	
Premier pic FRSx (N/kg)	-14,5 ■ (4,5)	- 14.8 ■ (3.9)	-20,7 ♠ (4,4)	-20.8 ♠ (4.6)	-20,6 (4,4)
Premier pic FRSz (N/kg)	107 (10)	108 (10)	122 ♠ ■ (11)	118 ♠ ■ (12)	112 (7)
Durée de la phase de freinage (% cycle de marche)	33 (3)	34 (2)	33 (2)	32 (3)	32 (3)
Impulsion de freinage (N.s/kg)	-2.84 ■ (0.74)	-2.77 ■ (0.79)	-3.51 ♠ (0.77)	-3.47 ♠ (0.81)	-3.29 (0.62)
Impulsion verticale (N.s/kg)	29.7 ■ (3.4)	29.2 (3.9)	30.5 ■ (2.9)	30.3 ■ (2.4)	27.1 (2.9)
Impulsion sagittale (N.s/kg)	29.9 (3,4)	30.3 (2,7)	32,3 ♠ ■ (3,6)	32,1 ♠ ■ (3,1)	29 (2,0)

ATU = amputés tibiaux unilatéraux ; AI = alignement initial, RI = rotation interne ; FRSz = composante verticale de la force de réaction du sol, FRSx = composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol. Les valeurs sont exprimées en moyenne (écart-type). ♠ p < 0.05 vs. côté prothétique ; ■ p < 0.05 vs. groupe témoin

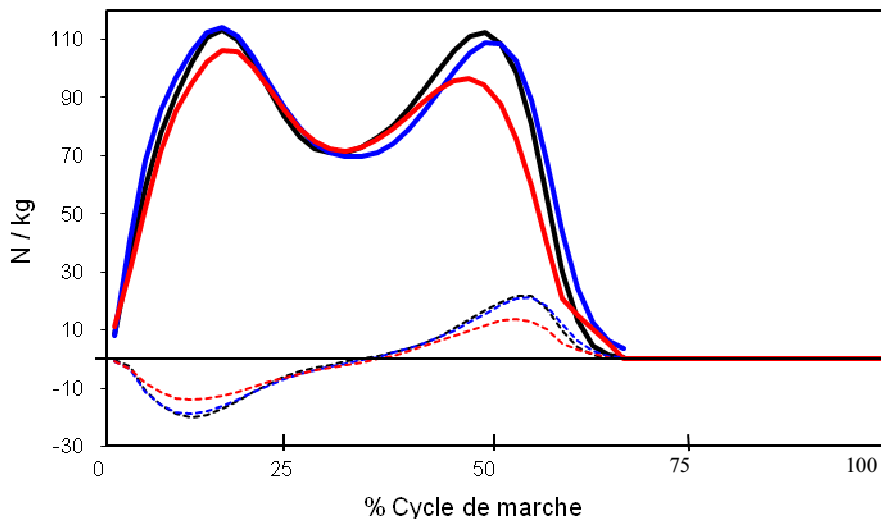


Figure 21: Courbes moyennes des composantes FRS(x) et (z) en condition AI
 (Groupe témoin = lignes noires ; Groupe des ATU : côté sain = lignes bleues et côté prothétique = lignes rouges ;
 FRS (x) en lignes pointillées et FRS (z) en lignes solides)

3.4.5 Cinématique et cinétique du genou

Les résultats sont reportés dans le Tableau 5 et la Figure 22.

Pour le côté prothétique, dans la condition AI, le travail total du genou lors des phases KO-K2 et lors de la phase K0 était significativement plus faible que pour le groupe témoin et, dans la condition RI, le travail total du genou aux phases K1 et K2 était significativement plus faible que pour le groupe témoin. Pour le côté prothétique, seule la flexion maximale était significativement réduite dans la condition RI par rapport à la condition AI (10° versus 15°, notez que sur la figure 23, cette différence n'est pas perceptible puisque l'endroit d'occurrence de la flexion maximale est très variable).

Pour le côté sain, dans les trois conditions de réglage, toutes les variables du genou étaient significativement plus importantes que pour le côté prothétique et le groupe témoin (excepté pour une variable dans la condition RE condition dans le tableau 5). Pour le genou du côté sain, toutes les variables dynamiques étaient significativement augmentées en condition RI par rapport à la condition AI, excepté pour le travail total exercé lors de la phase K1.

Les coefficients de variation intra et inter-sujets pour la totalité des variables du genou étaient respectivement moyen et élevé pour le côté prothétique ((37% (5) et 75% (25), respectivement), pour le côté sain (32% (6) et 44% (14)) et pour le groupe témoin (26% (5) et 59% (20)).

Tableau 5: Variables dynamiques du genou en début d'appui

	Groupe ATU (n=17) Côté prothétique			Groupe ATU (n=17) Côté sain			Groupe Témoin (n=15)
	AI	RI	RE	AI	RI	RE	
Flexion maximale (deg)	15 (9)	10 ■ *	14 (8)	24 ♠ ■ (7)	28 ♠ ■ * (7)	23 ♠ ■ (9)	19 (4)
Moment maximal d'extension (Nm/kg)	0.30 (0.28)	0.29 (0.25)	0.23 (0.24)	0.50 ♠ ■ (0.18)	0.55 ♠ ■ * (0.29)	0.49 ♠ ■ (0.25)	0.23 (0.13)
Impulsion angulaire d'extension (Nmm.s/kg)	43 (23)	54 (48)	52 (40)	72 ♠ ■ (20)	81 ♠ ■ * (46)	70 ♠ (47)	33 (29)
Travail total phase K0 (J/kg*100)	1.2 ■ (1.4)	1.4 ■ (1.3)	1.1 ■ (1.3)	5.4 ♠ ■ (2.3)	6.3 ♠ ■ * (2.6)	5.4 ♠ ■ (1.9)	3.1 (1.8)
Travail total phase K1 (J/kg*100)	-2.8 (1.8)	-2.5 ■ (1.8)	-2.6 ■ (1.9)	-10 ♠ ■ (5)	-9.9 ♠ ■ (7.3)	-9.9 ♠ ■ (5.7)	-3.5 (2.4)
Travail total phase K2 (J/kg*100)	2.4 (2.1)	1.8 ■ (1.3)	2.3 (3.7)	4.6 ♠ ■ (3.2)	6.2 ♠ ■ * (4.6)	5.2 ♠ ■ (5.1)	2.6 (1.7)
Travail total phases KO-K2 (J/kg*100)	5.1 ■ (2.4)	4.9 ■ (3.2)	5.0 (5.3)	19.2 ♠ ■ (10.3)	22.9 ♠ ■ * (12.9)	19.5 ♠ ■ (10.9)	8.7 (5.1)

ATU = amputés tibiaux unilatéraux ; AI = alignement initial, RI = rotation interne, RE = rotation externe; FRSz = composante verticale de la force de réaction du sol; les valeurs sont exprimées en moyenne (écart-type) ; ♠ p < 0.05 versus côté prothétique ; ■ p < 0.05 versus groupe témoin ; * p < 0.05 versus AI

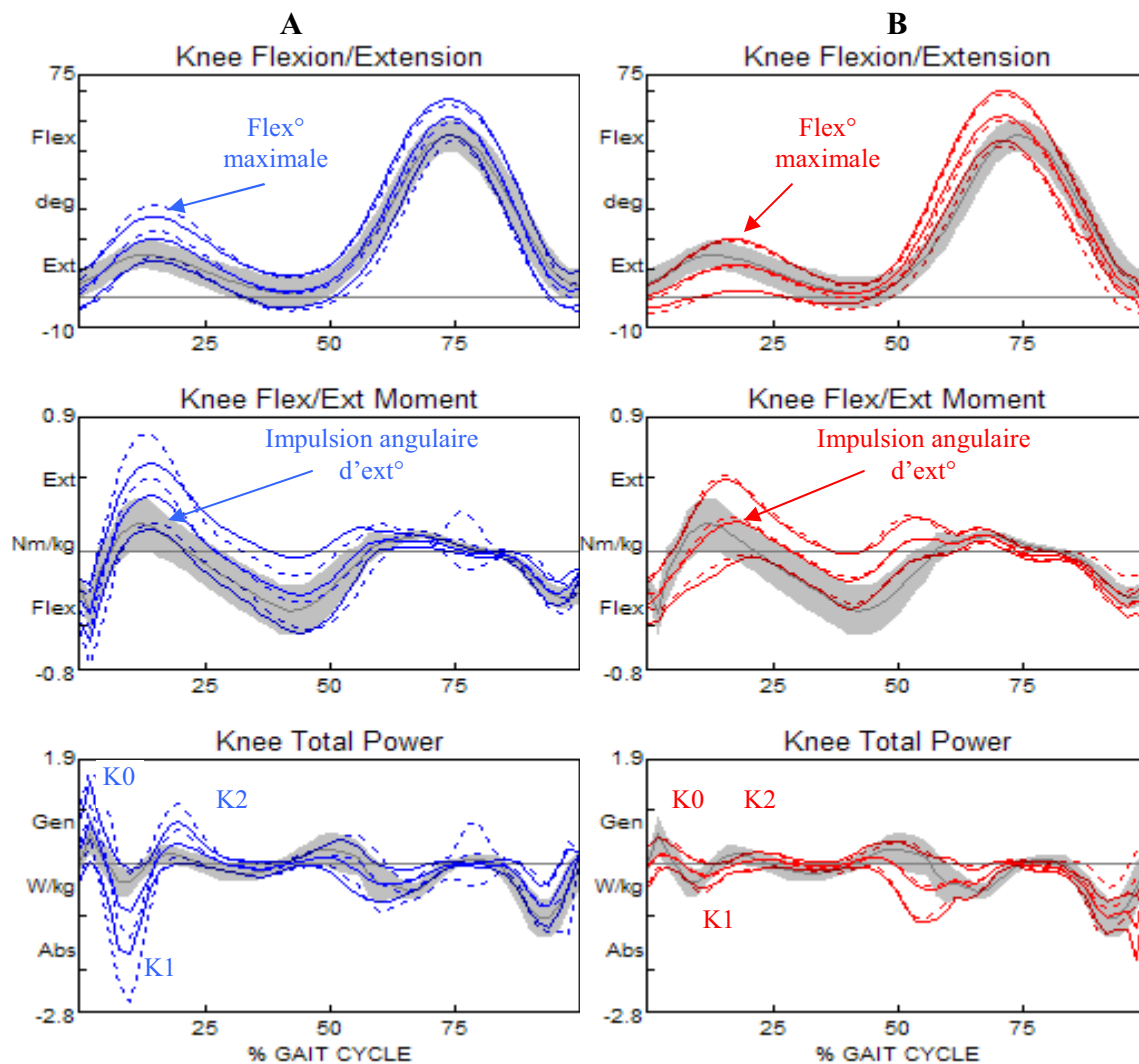


Figure 22: Courbes moyennes de cinématique et de cinétique du genou dans le plan sagittal

(groupe témoin (n=15, lignes grises ; la surface pleine grisée représente le corridor de la moyenne ± 1 écart-type) et groupe des ATU (n=17 ; côté sain (A), lignes bleues et côté prothétique (B), lignes rouges)). La condition d'alignement initial est représentée par les lignes solides et la condition de rotation interne par les lignes pointillées ; les corridors des moyennes ± 1 écart-type sont représentés. KO, K1, K2: voir les commentaires dans le texte)

3.4.6 Cinématique et cinétique de la hanche

Les résultats sont reportés dans le Tableau 6 et les Figures 23 et 24.

Du côté sain du groupe des ATU, la hanche présentait un mouvement de flexion au tout début de la phase d'appui avec un pic de flexion qui intervient à 8% du cycle de marche dans les trois conditions de réglage. Au contraire, pour le côté prothétique et pour le groupe témoin, le pic de flexion intervenait à environ 92% du cycle de marche au cours de la phase d'oscillation et était suivi par un mouvement d'extension de hanche durant toute la première moitié d'appui. Dans la condition AI, la flexion maximale était de valeur similaire dans les trois groupes. Du côté sain, la flexion initiale de hanche pendant la phase H1a était suivie

par un mouvement d'extension pendant la phase H1b qui était significativement plus important que pour le côté prothétique et le groupe témoin. Ainsi, dans la condition AI, la valeur de flexion de hanche du côté sain comparée à celle du côté prothétique et du groupe témoin était significativement plus importante à 8% du cycle de marche ($41\pm 7^\circ$ versus $33\pm 7^\circ$ et $33\pm 7^\circ$, respectivement) et ne différait pas significativement à 30% du cycle de marche ($13\pm 7^\circ$ versus $11\pm 5^\circ$ et $11\pm 5^\circ$, respectivement).

L'impulsion angulaire d'extension était similaire dans les trois groupes. Le travail total exercé pendant la phase H1 (H1a+H1b), comme celui exercé pendant la phase H1a, par les côtés prothétique et sain étaient similaires et étaient significativement plus importants que ceux exercés par le groupe témoin. Cependant, la qualité du travail total fourni pendant la phase H1a différait entre le côté prothétique et le côté sain puisque ce travail était positif pour le premier et négatif pour le second.

Le schéma dynamique de hanche décrit du côté sain, caractérisé par une flexion initiale associée à la fourniture d'un travail négatif, a aussi été retrouvée bilatéralement chez un des quinze sujets témoins.

Dans la condition inconfortable de réglage RI comparée à la condition AI, les variables de hanche ne changeaient pas significativement du côté prothétique alors que la plupart de ces variables augmentaient significativement du côté sain : flexion maximale, amplitude du mouvement pendant la phase H1a et travail total pendant les phases H1, H1a et H1b. De plus, dans la condition RI, le travail total pendant les phases H1, H1a et H1b était significativement plus important du côté sain comparé au côté prothétique.

Dans la condition RE comparée à la condition AI, au contraire, aucun changement significatif n'apparaissait des deux côtés du groupe des ATU.

Tableau 6: Variables dynamiques de la hanche en début d'appui

	Groupe ATU (n=17) Côté prothétique			Groupe ATU (n=17) Côté sain			Groupe Témoin (n=15)
	AI	RI	RE	AI	RI	RE	
Amplitude du mouvement phase H1a (deg) Valeur positive = flexion	- 4.9 ■ (1.7)	- 5.0 ■ (1.8)	- 4.2 ■ (1.5)	3.0 ■ (1.9) ♣	4.6 * ■ (2.5) ♣	3.2 ■ (2.5) ♣	- 2.3 (1.6)
Amplitude du mouvement phase H1b (deg) Valeur positive = flexion	- 22.2 (4.8)	- 23.1 (5.2)	- 21.7 (4.2)	- 27.8 ■ (3.0) ♣	- 28.3 ■ (4.8) ♣	- 26.7 ■ (4.1) ♣	- 21.3 (4.0)
Flexion maximale (deg)	40.2 (7.1)	39.9 (8.3)	39.7 (5.5)	41.1 (6.7)	42.7 * ■ (5.8)	41.1 (6.9)	38.8 (4.6)
Occurrence de la flexion maximale (% cycle de marche)	92.3 ■ (4.8)	92.5 ■ (4.1)	92.6 ■ (4.6)	7.8 ■ (1.3) ♣	8.1 ■ (1.3) ♣	8.5 ■ (1.9) ♣	91.7 (4.0)
Impulsion angulaire d'extension (Nmm.s/kg)	17 (8)	18 (10)	16 (8)	18 (7)	15 (5)	15 (8)	20 (13)
Travail total phase H1a (1) Valeur absolue (J/kg*100)	4.4 ■ (2.5)	4.1 ■ (2.6)	3.9 ■ (2.5)	5.9 ■ (3.2)	6.3 * ■ (3.0) ♣	5.9 ■ (3.5)	3.0 (1.7)
Travail total phase H1b (J/kg*100)	11.9 (4.3)	12.2 ■ (4.7)	9.3 (5.2)	10.1 (5.0)	14.1 * ■ (4.2) ♣	9.9 (4.8)	11.3 (3.1)
Travail total phase H1 Valeur absolue (J/kg*100)	17.1 ■ (6.0)	17.3 ■ (6.3)	14.7 (6.6)	16.9 ■ (8.4)	21.9 * ■ (7.5) ♣	15 ■ (9.1)	14.2 (4.9)

ATU = amputés tibiaux unilatéraux ; AI = alignement initial, RI = rotation interne, RE = rotation externe ; les valeurs sont exprimées en moyenne (écart-type) ; ♣ p < 0.05 versus côté prothétique ; ■ p < 0.05 versus groupe témoin ; * p < 0.05 versus AI. La durée des phases de puissance H1a et H1b est respectivement de 0 à 8% et de 8 à 30% du cycle de marche. (1) Noter que c'est un travail négatif qui intervient pendant la phase H1a du côté sain.

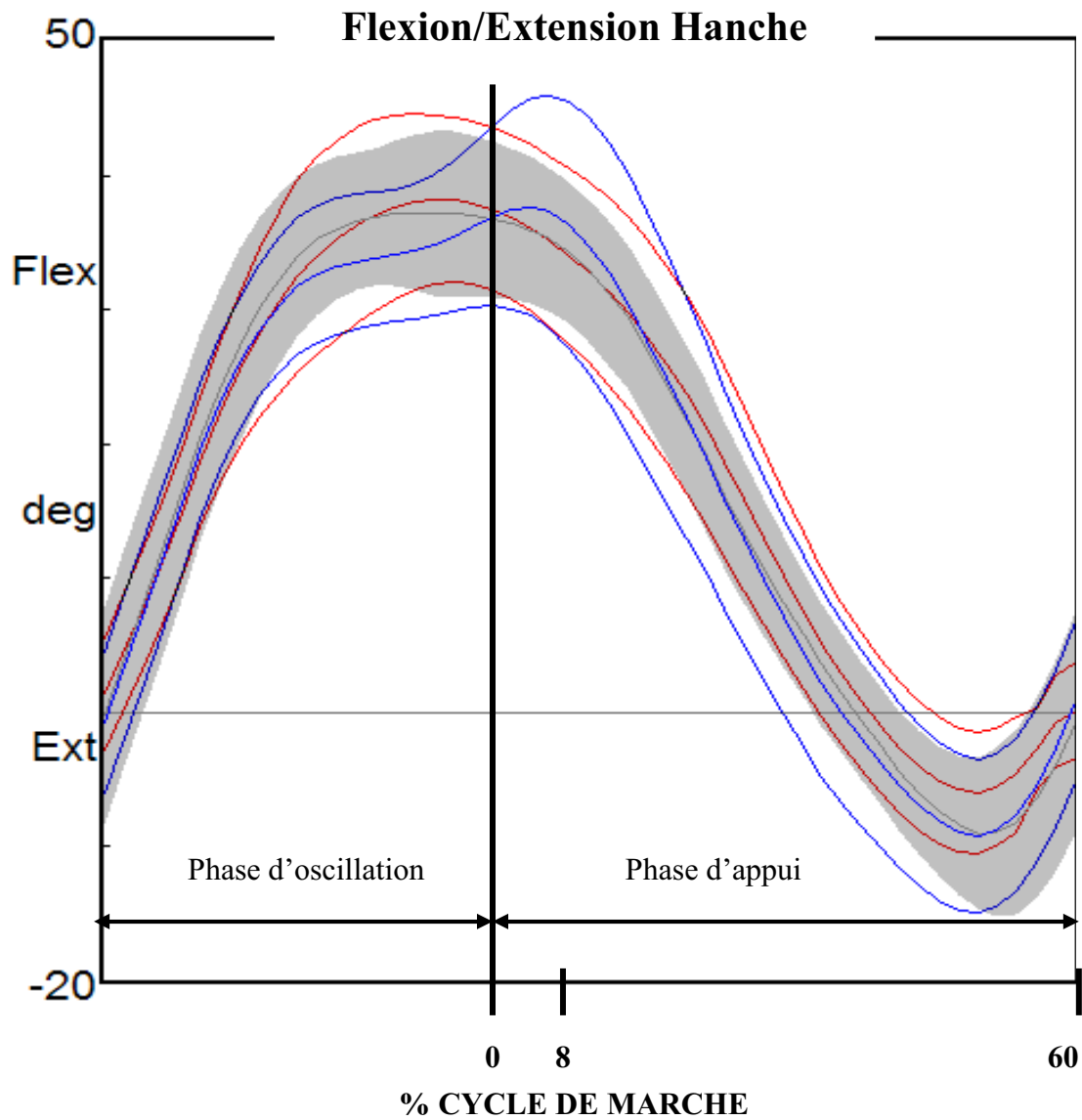


Figure 23: Courbes moyennes de flexion/extension de la hanche dans la condition d'alignement initial (AI)

(Groupe témoin (n = 15) : ligne solide grise (la surface pleine grisée représente le corridor de la moyenne ± 1 écart-type) et Groupe des ATU (n = 17) : côté sain (ligne solide bleue) et côté prothétique (ligne solide rouge), les corridors des moyennes ± 1 écart-type sont représentés.

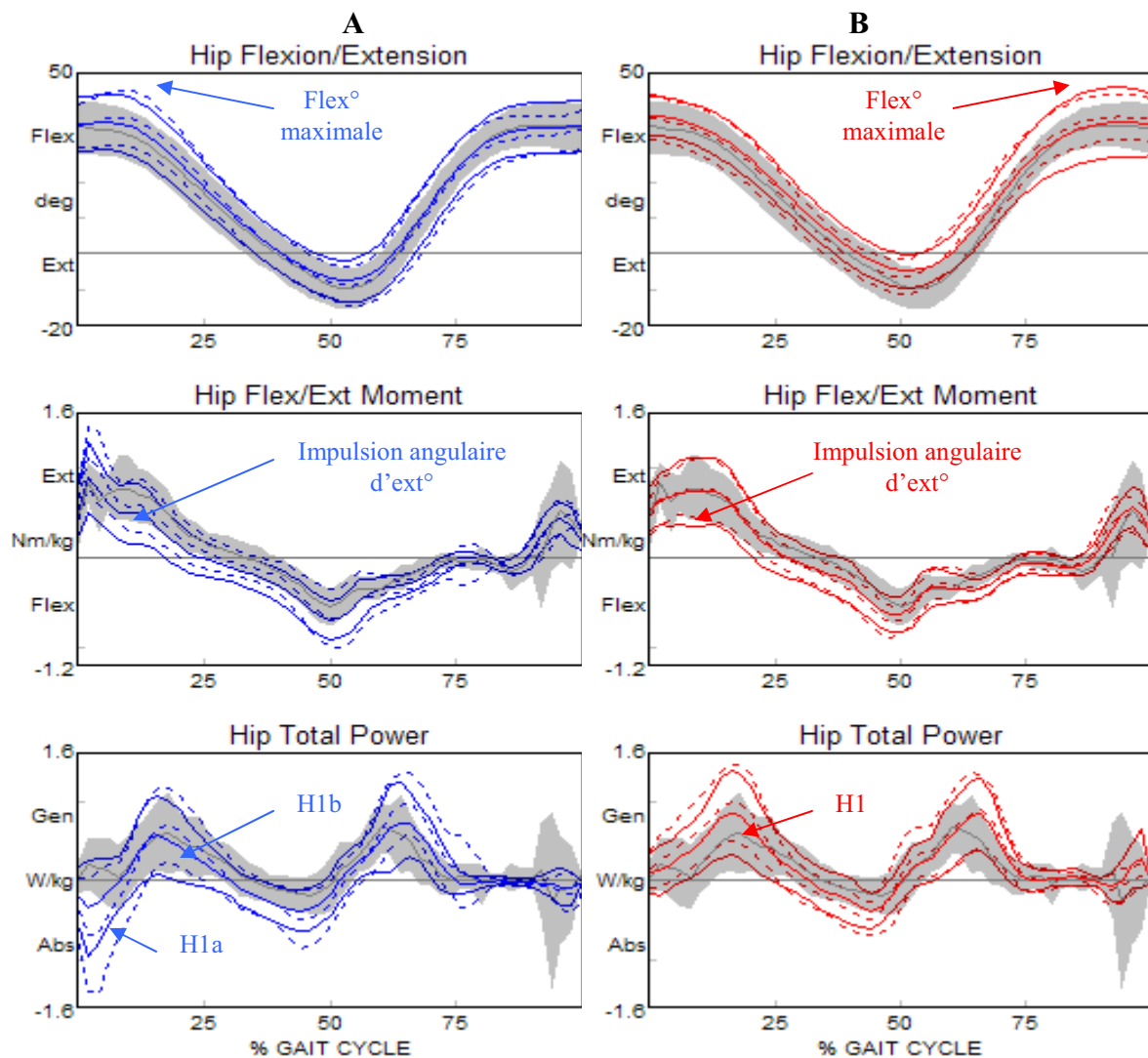


Figure 24: Courbes moyennes de cinématique et de cinétique de la hanche dans le plan sagittal

(Groupe témoin (n=15, lignes grises ; la surface pleine grisée représente le corridor de la moyenne ± 1 écart-type) et Groupe des ATU (n=17) : côté sain (A), lignes bleues et côté prothétique (B), lignes rouges). La condition d'alignement initial est représentée par les lignes solides la condition de rotation interne par les lignes pointillées ; les corridors des moyennes ± 1 écart-type sont représentés. H1, H1a, H1b: voir les commentaires dans le texte)

3.4.7 Dynamique des membres inférieurs

Les résultats concernant la dynamique des membres inférieurs sont reportés dans le tableau 7 et la figure 25.

Travail total de la hanche et du genou :

Du côté prothétique, dans les conditions AI et RI, le travail de la hanche augmentait significativement, le travail du genou diminuait significativement et le travail H+G n'était pas significativement altéré comparé au groupe témoin. Du côté sain, ces trois variables cinétiques étaient significativement plus importantes dans les conditions AI et RI comparé au

côté prothétique et au groupe témoin (excepté pour le travail total de hanche en condition AI). Ces trois variables cinétiques étaient significativement plus importantes dans la condition RI comparée à la condition AI seulement du côté sain.

Travail total de la cheville :

Le travail total exercé au niveau de la cheville au cours de la phase de freinage ne changeait pas significativement du côté sain comparé au groupe témoin, dans les deux conditions de réglage. Au contraire, du côté prothétique, le travail de la cheville était significativement plus important que du côté sain dans les deux conditions ainsi que par rapport au groupe témoin en condition RI. Du côté prothétique, le travail de la cheville n'a été présenté qu'à titre d'évaluation approximative étant donné que le modèle cinématique de calcul ne tient pas compte des spécificités mécaniques des prothèses par rapport au modèle humain.

Tableau 7: Travail total moyen de la hanche, du genou et de la cheville durant la période de freinage

	Groupe ATU (n=17) Côté prothétique		Groupe ATU (n=17) Côté sain		Groupe témoin (n=15)
	AI	RI	AI	RI	
Travail total Hanche Val. abs. (J/kg*100)	17,1 ■ (6,0)	17,3 ■ (6,3)	16,9 ■ (8,4)	21,9 ■ (7,5) ♠*	14,2 (4,9)
Travail total genou Val. abs. (J/kg*100)	5.1 ■ (2.4)	4.9 ■ (3.2)	19.2 ■ (10.3) ♠	22.9 ■ (12.9) ♠*	8.7 (5.1)
Travail total hanche+genou Val. abs. (J/kg*100)	22.3 (4.2)	22.1 (4.3)	36.3 ■ (9.3) ♠	44,9 ■ (10.0) ♠ *	23.1 (4.9)
Travail total cheville Val. abs. (J/kg*100)	5.7 (4.4)	7.3 ■ (3.9) *	3.6 (3.5) ♠	3.3 (2.8) ♠	4.1 (2.8)

ATU = amputés tibiaux unilatéraux ; AI = alignement initial, RI = rotation interne, RE = rotation externe ; les valeurs sont exprimées en moyenne (écart-type) ; ♠ p < 0.05 versus côté prothétique ; ■ p < 0.05 versus groupe témoin ; * p < 0.05 versus AI.

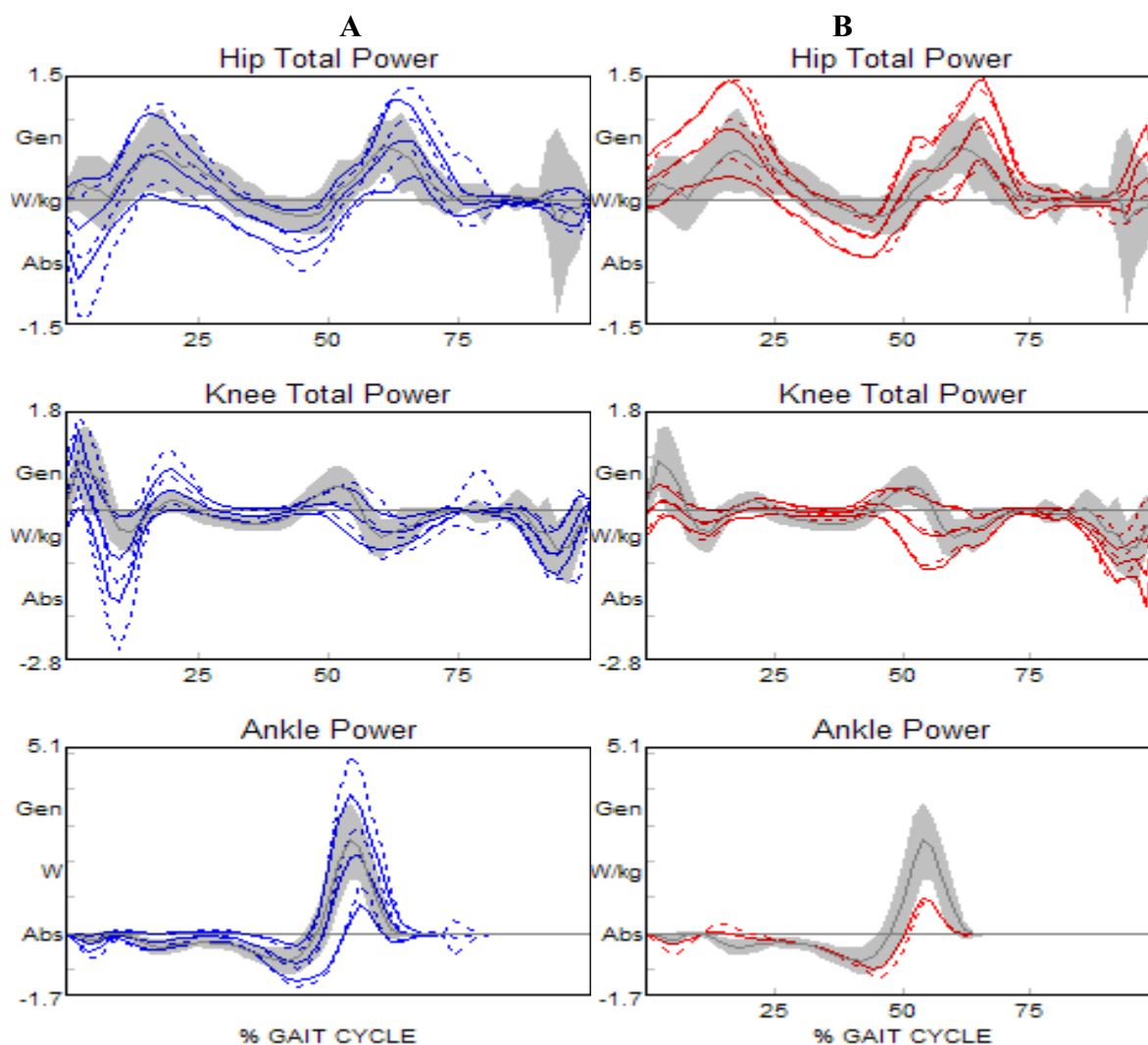


Figure 25: Courbes moyennes de puissance de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal

(Groupe témoin (n=15, lignes grises ; la surface pleine grisée représente le corridor de la moyenne ± 1 écart-type) et groupe des ATU (n=17) : côté sain (colonne A), lignes bleues et côté prothétique (colonne B), lignes rouges)). La condition AI est représentée par les lignes solides et la condition RI par les lignes pointillées ; les corridors des moyennes ± 1 écart-type sont représentés.

3.5 Discussion

Les résultats de cette étude viennent conforter notre hypothèse émise initialement puisqu'ils nous ont permis de mettre en évidence au cours de la marche de l'amputé tibial unilatéral, en première moitié d'appui, la mise en jeu de mécanismes d'adaptation et de compensation par le membre inférieur sain, en réponse à différents alignements de la prothèse.

3.5.1 Remarques sur la méthode

La population étudiée est relativement jeune et active, sans troubles neuro-orthopédiques autres que l'amputation susceptibles de perturber les facultés d'adaptation normales à des modifications biomécaniques.

Sur le plan méthodologique, cette étude nous a permis de valider notre hypothèse de base, cependant certains points nécessitent d'être discutés.

La marche en laboratoire est moins naturelle qu'en milieu habituel de vie. Ceci est effectivement une limite générale mais les patients recrutés sont habitués au personnel dans le cadre d'un suivi continu, de séances de renouvellement et de réglage de leur prothèse et tous avaient déjà bénéficié d'une analyse quantifiée de la marche auparavant, ce qui participe à rendre leur marche plus naturelle.

Différents types de prothèse étaient portés par les patients dans le but d'évaluer des mécanismes d'adaptation communs. Le fait que des résultats très significatifs ($p < 0,01$ le plus souvent) soient observés pour un faible nombre de patients, ayant cependant des types différents de prothèse, est un argument puissant en faveur de mécanismes d'adaptation communs mis en jeu chez les ATU. Cet argument est renforcé par les résultats significatifs obtenus alors que la variabilité inter-sujet des variables cinétiques était élevée. A noter qu'en raison de la variabilité des paramètres cinétiques au cours de la marche (Sadeghi *et al.* 2001), nous avons utilisé la moyenne de trois cycles de marche pour chaque variable afin d'en atténuer les effets.

Nous avons quand-même essayé de fractionner le groupe des ATU en sous-groupes qui étaient fonction des propriétés mécaniques des pieds prothétiques. Cela ne nous a pas permis de dégager de tendance intéressante à considérer pour une autre étude plus spécifique relative au type de pied prothétique.

Le fait que le modèle Plug-in-Gait n'intègre pas les caractéristiques (mécaniques, inertielles...) de la prothèse est une limite évidente pour la cinématique et la cinétique du pied prothétique. Des conséquences peuvent retentir sur les calculs de la dynamique du genou et de la hanche du côté prothétique mais, bien que probablement faibles, restent difficiles à évaluer. La littérature montre que ces conséquences éventuelles ne sont pas prises en compte par les utilisateurs de ce modèle. Cependant, il serait plus juste de développer des modèles biomécaniques intégrant les propriétés mécaniques des prothèses.

L'analyse des mouvements et des moments des articulations du membre inférieur a été réalisée dans le plan sagittal car c'est le principal plan de progression de la marche. Le travail articulaire qui a été analysé, quant à lui, correspond au travail total exercé dans les trois plans

de l'espace puisque, comme il l'a été démontré récemment (Dumas *et al.* 2008), il n'est pas juste de l'analyser au travers de chacune de ses trois composantes x, y et z.

3.5.2 Généralités sur les conditions de marche

Une vitesse et une cadence de marche semblables dans chaque condition nous ont permis de comparer la dynamique des membres inférieurs qu'elles influencent directement (Winter 1983; Murray *et al.* 1984). En condition d'alignement initial, la réduction en durée et en intensité de l'appui du côté prothétique suggère une stratégie motrice protectrice (Powers *et al.* 1998; Nolan *et al.* 2003). L'augmentation en durée et en intensité de l'appui du côté sain comparé au groupe témoin (Engsberg *et al.* 1993; Sanderson *et al.* 1997) suggère un mécanisme de compensation impliquant le membre sain (Engsberg *et al.* 1993). En condition de rotation interne, les ATU s'appuient moins longtemps sur leur membre prothétique qu'en condition IA, ce réglage entraînant une situation d'instabilité, de gêne lors de l'appui au sol du membre amputé et la stratégie des patients serait d'écourter cette situation.

La rotation transverse du pied prothétique induit effectivement une modification, dans le même sens de rotation (interne ou externe), de l'angle de progression du pied au cours de la marche. Ces modifications sont d'amplitude significative (9-10° en moyenne), supérieure à 6°, impliquant une rotation transverse des articulations proximales qui s'ajoute à celle du pied prothétique. La modification de l'angle de progression s'accompagne, dans d'autres pathologies, d'une modification de la cinétique sagittale du genou adjacent (Gage *et al.* 1987; Beyaert *et al.* 2003a), mais pas chez l'amputé tibial unilatéral dans cette étude, évoquant un mécanisme de protection. Il n'y a pas de modification au niveau de l'angle de progression du pied sain comme déjà souligné chez des amputés tibiaux avec une rotation externe excessive du pied prothétique (Fridman *et al.* 2003).

Les patients rapportent un inconfort de marche en condition RI. La condition RE présente quant à elle un confort semblable ou légèrement plus faible que celui rapporté en condition AI.

3.5.3 Dynamique du genou

Le travail total du genou au début de la phase d'appui (phases K0 à K2) dans la condition AI est supérieur du côté sain comparé au groupe témoin et au côté prothétique. Dans la condition inconfortable RI, par rapport à la condition AI, cette variable du genou est davantage augmentée du côté sain, alors qu'aucune variation significative n'apparaît du côté prothétique. En accord avec l'hypothèse émise, ces résultats suggèrent un rôle important de la

dynamique du genou dans la fonction de compensation du côté sain en réponse à un mauvais alignement prothétique.

Au cours de la marche normale, l'articulation de genou contribue significativement à la stabilité et au support du corps au début de la phase d'appui (Perry 1992a; Winter 2005). Ainsi, au contact initial, le membre inférieur est positionné de manière optimale afin d'initier la progression du corps et de stabiliser le genou. Dans le plan sagittal, l'articulation du genou est stabilisée passivement par la projection antérieure du vecteur de la FRS qui exerce un moment externe d'extension et qui ralentit la flexion au cours de la phase de puissance K0 (Winter 2005). Ensuite la FRS passe derrière le centre articulaire du genou et les muscles extenseurs du genou exercent un moment interne d'extension afin de limiter la flexion du genou au cours de la phase K1 et de favoriser l'extension du genou lors de la phase K2 (Perry 1992a; Winter 2005).

Fonction de protection du côté prothétique: du côté prothétique, dans la condition AI, le travail total exercé par le genou lors des phases K0-K2 et à la phase K0 sont significativement plus faibles que dans le groupe témoin. Ces résultats reflètent la moindre implication de la jambe prothétique au moment du contrôle de la mise en charge. Ceci affecte particulièrement la période initiale de l'appui (phase K0), ce qui suggère la mise en jeu d'un servomécanisme pour réduire l'intensité de la mise en charge. La condition RI du côté prothétique est clairement moins confortable au cours de la marche que les conditions AI et RE et est associée à un angle interne de progression du pied contrairement à l'angle externe du pied prothétique dans les conditions AI et RE. L'angle de progression du pied prothétique en interne ($7^{\circ}(8)$) est plus en interne que la limite acceptable en interne (4° correspondant à la moyenne ± 2 écart-types) décrite par Zahedi et collaborateurs chez les ATU (Zahedi *et al.* 1986). L'angle de progression du pied en interne aurait pu tendre à augmenter la flexion maximale et le travail total du genou au début d'appui comme cela a été décrit chez des patients porteurs de pieds bots (Beyaert *et al.* 2003a). Au contraire, ici, en condition RI par rapport à la condition AI du côté prothétique, il existe une réduction de la flexion maximale du genou, de la durée du simple appui et le travail total du genou en début d'appui n'a pas augmenté. Ce schéma dynamique du genou pourrait être le résultat d'une stratégie motrice protectrice impliquant une co-contraction musculaire au niveau de l'articulation du genou (Powers *et al.* 1998) pour limiter les pressions/tensions appliquées à l'interface moignon-empoiture (Silver-Thorn *et al.* 1996; Lee *et al.* 2004). Dans la condition RE du côté prothétique, l'angle de progression du pied ne diffère pas significativement de celui du côté sain et du groupe témoin et reste dans les valeurs normales ($6^{\circ}(5)$ - $11^{\circ}(5)$) décrites dans la

littérature du côté prothétique chez les ATU (Zahedi *et al.* 1986; Fridman *et al.* 2003). La plupart des ATU décrivent leur marche comme comparable ou légèrement moins confortable dans la condition RE par rapport à la condition AI. L'absence de changement significatif des variables étudiées en RE est probablement due aux valeurs acceptables de l'angle de progression du pied.

Fonction de compensation du côté sain : en accord avec la littérature, du côté sain en condition AI, la durée de l'appui (Sanderson *et al.* 1997; Isakov *et al.* 2000; Mattes *et al.* 2000), le pic vertical de la FRS (Engsberg *et al.* 1993; Pinzur *et al.* 1995; Nolan *et al.* 2003), le moment d'extension du genou et le travail relatif total du genou au cours des phases K1 et K2 (Nolan *et al.* 2000) sont supérieurs par rapport au côté prothétique et au groupe témoin. L'augmentation du travail total exercé par le genou lors des phases K1 et K2 traduit une plus grande implication de la FRS. De plus, nous avons montré ici que le travail total du genou à la phase K0 est lui aussi supérieur du côté sain par rapport au côté prothétique et au groupe témoin. Ainsi, dès le contact initial, la contribution du genou est augmentée dans sa fonction de support et d'absorption lors de la mise en charge. L'augmentation du travail exercé par le genou lors de la phase K0 traduit une plus grande implication de la FRS. Ainsi, chez les ATU, l'asymétrie de la dynamique de marche débute dès le contact initial et implique l'articulation du genou. L'augmentation de la flexion maximale du genou du côté sain ne peut pas s'expliquer par une longueur plus importante du membre inférieur sain par rapport au membre prothétique puisque leurs longueurs ne sont pas significativement différentes dans notre étude. Le rôle de compensation du côté sain dans la dynamique de marche a déjà été suggéré chez l'ATU (Nolan *et al.* 2000), et il a été montré que l'asymétrie d'appui, en faveur du côté sain, augmente lorsque la vitesse de marche augmente (Nolan *et al.* 2003). Cependant, dans notre étude, la composante verticale de la FRS du côté sain ne change pas significativement dans la condition RI par rapport à la condition AI. Il a aussi été rapporté qu'une altération de l'alignement prothétique de 10° dans le plan sagittal ou frontal n'augmente pas l'asymétrie de la FRS (Pinzur *et al.* 1995). Ainsi, l'altération de l'alignement prothétique pourrait être moins demandeur pour le côté sain que l'augmentation de la vitesse de marche. Cependant, dans notre étude, la flexion maximale et le travail total du genou exercé aux phases de puissance K0-K2 augmentent significativement du côté sain dans la condition RI comparée à la condition AI. Ces résultats suggèrent que, face aux modifications d'alignement prothétique, la cinétique du genou soit plus sensible que le profil d'appui manifesté par la FRS. En effet, le profil de la FRS au cours de la marche reflète les caractéristiques d'appui du corps entier. Le genou, quant à lui, est plus impliqué que les

autres articulations du membre inférieur dans l'absorption de la mise en charge en début d'appui (Perry 1992a; Winter 2005). Ces caractéristiques doivent expliquer la sensibilité plus accrue, lors d'un alignement prothétique modifié, des variables du genou par rapport à la variable FRS qui est une variable 'plus globale'.

Dans cette étude, nous avons montré l'implication significative de la cinétique du genou dans la fonction de compensation du membre inférieur sain en réponse à l'induction d'une marche inconfortable par une modification de l'alignement prothétique. Cette compensation se révèle être un mécanisme commun qui est utilisé quel que soit le type de prothèse porté. Cependant, le comportement mécanique d'une prothèse peut, selon sa catégorie, influencer la marche. En effet, au cours de la marche normale, dès que le pied est à plat au sol, les fléchisseurs plantaires contribuent à stabiliser le genou et à supporter le poids du corps (Perry 1992a; Neptune 2004; Winter 2005). Ainsi chez les ATU, les propriétés mécaniques passives du pied prothétique, qui résistent à la dorsiflexion et à l'inclinaison tibiale, doivent influencer la cinétique du genou et la répartition des pressions à l'interface moignon-emboîture (Lee *et al.* 2004). L'impact du type de prothèse sur la cinétique du genou pourrait faire l'objet d'études nécessitant probablement de plus larges échantillons de population.

3.5.4 Dynamique de la hanche

Chez les ATU, le travail total de hanche exercé durant la phase de puissance H1 par le côté sain est significativement augmenté comparé à celui du groupe témoin et montre un profil (pattern) particulier puisqu'il inclut une première phase de travail négatif liée à une flexion de hanche. Dans la condition inconfortable de rotation interne comparée à la condition AI, le travail de hanche pendant la phase H1 est davantage augmenté du côté sain mais pas du côté prothétique.

Le mouvement initial de flexion de hanche qui intervient du côté sain est uniquement la conséquence du décalage de la flexion maximale de la phase d'oscillation vers le début de la phase d'appui alors que l'amplitude de la flexion maximale ne change pas entre les groupes (**Figure 23**). Cette flexion initiale de hanche du côté sain est associée à une période initiale de puissance négative (H1a) puisque le moment d'extension de hanche demeure positif comme pour le groupe témoin (**Figure 24**). Une telle flexion initiale de hanche associée à un travail négatif ont aussi été observés bilatéralement chez un des sujets témoins de cette étude. La plupart des corridors de valeurs normales de cinétique de hanche reportés dans la littérature montrent une grande variabilité de la puissance ou du travail (total ou sagittal) de hanche à la période initiale de la phase d'appui, impliquant qu'un travail négatif puisse intervenir chez quelques sujets normaux (Winter *et al.* 1988; Ounpuu *et al.* 1991; Eng 1995). Ce travail

négatif initial de hanche, quand il intervient, est associé à un mouvement initial de flexion. Zmitrewicz et collaborateurs ont d'ailleurs utilisé un mouvement initial de flexion de hanche à l'appui dans leur simulation dynamique pour amputés et non-amputés conformément à des enregistrements expérimentaux de non-amputés (Zmitrewicz *et al.* 2007).

Le travail négatif de hanche exercé en tout début d'appui contribue à absorber une partie de l'énergie cinétique du corps au cours de la marche. Au cours de la marche, l'énergie potentielle est d'abord transférée en énergie cinétique qui, en retour, est partiellement absorbée par les muscles au contact suivant du pied avec le sol. Un travail négatif de hanche survenant constamment en début d'appui a été décrit lors de la marche sur pente descendante (Lay *et al.* 2006; Lay *et al.* 2007; Vickers 2008) ou lors de la descente d'escaliers (McFadyen *et al.* 1988; Riener *et al.* 2002), où une plus grande énergie potentielle doit être dissipée comparée à la marche sur terrain plat. Un mouvement initial de flexion de hanche associé à un travail négatif de hanche a été décrit lors de la marche sur pente descendante (Riener *et al.* 2002; Lay *et al.* 2006; Lay *et al.* 2007), lors de la descente d'une marche (Van Dieen *et al.* 2007) ou lors de la marche à vitesse élevée (Sasaki *et al.* 2006; Segers *et al.* 2007). Dans toutes les conditions décrites précédemment, une absorption d'énergie importante est nécessaire suite au contact du pied avec le sol et explique probablement la contribution de l'articulation de hanche. Lors de la descente d'escaliers au cours de laquelle l'énergie cinétique est presque totalement absorbée par les muscles, les trois articulations, hanche, genou et cheville contribuent largement à l'absorption d'énergie (McFadyen *et al.* 1988; Riener *et al.* 2002). Du côté sain chez les ATU, l'articulation de hanche est impliquée pour partager l'absorption d'énergie exercée par le genou en début d'appui (Nolan *et al.* 2000) probablement pour compenser la réduction d'absorption d'énergie exercée par le membre prothétique (Winter *et al.* 1988; Sanderson *et al.* 1997; Powers *et al.* 1998; Beyaert *et al.* 2008). Du côté prothétique, le travail total de génération exercé par la hanche pendant la phase H1, et particulièrement pendant la phase H1a, augmente probablement mais ça produit une génération d'énergie probablement pour compenser la génération d'énergie négligeable exercé par le pied prothétique au moment de la phase de propulsion (Winter *et al.* 1988; Gitter *et al.* 1991).

L'implication de la hanche du côté sain dans l'absorption d'énergie pendant la phase de mise en charge suggère un servomécanisme puisque cette implication débute dès la période initiale de début d'appui. Le mécanisme neural induisant ce changement de la fonction de la hanche paraît être simple puisque le pic de flexion de hanche est simplement déplacé de la fin de la phase d'oscillation vers le début de la phase d'appui. De plus, le profil dynamique de hanche qui en résulte a des avantages énergétiques puisque le coût métabolique du travail négatif est

moins important, à niveau égal, qu'un travail positif et une partie de l'énergie emmagasinée pendant le travail négatif est restituée au cours du travail positif suivant (Winter 2005).

Dans l'inconfortable condition RI, le travail total des phases H1, H1a et H1b du côté sain augmente par rapport à la condition AI et par rapport au côté prothétique en condition RI (**Tableau 6**). Ce résultat suggère fortement un mécanisme de compensation impliquant la hanche du côté sain. Ce mécanisme du côté sain inclut, en condition RI, une augmentation de la génération d'énergie de la hanche au cours de la phase H1b pour compenser, peut-être, la faible participation du pied prothétique dans la production d'énergie lors de la propulsion (Winter *et al.* 1988; Gitter *et al.* 1991).

Ce profil cinétique de la hanche saine, comportant une flexion initiale associée à un travail négatif a été observé chez les 17 patients ATU. Dans notre pratique, nous pouvons observer un tel profil cinétique de hanche chez certains patients avec des anomalies orthopédiques ou neuro-orthopédiques. La détection d'une telle stratégie de hanche au cours de la marche pathologique pourrait être d'un grand intérêt pour améliorer la compréhension concernant les anomalies primaires ou secondaires et les mécanismes de compensation.

3.5.5 Dynamique des membres inférieurs

Dans le groupe des ATU, lors de la phase de freinage, le travail total de la hanche et du genou (travail H+G) du côté sain augmente en condition AI et augmente davantage en condition inconfortable RI, ce qui confirme l'hypothèse émise au départ en faveur d'un mécanisme de compensation. Cependant, du côté prothétique, le travail H+G ne diffère pas de celui du groupe témoin dans les deux conditions AI et RI, ce qui s'explique par l'augmentation opposée du travail du genou et de la hanche.

Dynamique du membre prothétique :

Dans la condition AI, durant la première moitié de la phase d'appui, en accord avec la littérature, le travail total du genou diminue (Winter *et al.* 1988; Gitter *et al.* 1991; Sanderson *et al.* 1997; Powers *et al.* 1998; Sadeghi *et al.* 2001) tandis que le travail total de la hanche augmente (Winter *et al.* 1988; Gitter *et al.* 1991; Sadeghi *et al.* 2001) par rapport au groupe témoin. Ainsi, il en résulte que le travail H+G n'est pas différent du côté prothétique comparé au groupe témoin. De même, l'impulsion sagittale de la FRS ne change pas significativement du côté prothétique par rapport au groupe témoin puisque les impulsions verticale (de support) et horizontale (de freinage) augmente et diminue respectivement. La réduction de l'impulsion de freinage pourrait être associée à la diminution du travail total du genou puisque la position postérieure du vecteur de la FRS par rapport au centre articulaire du genou affecte

les valeurs de moment et de puissance du genou (Beyaert *et al.* 2003a). Ainsi, la réduction de l'impulsion de freinage pourrait être associée à une orientation moins postérieure du vecteur FRS, c'est-à-dire plus proche du centre articulaire du genou, ce qui aurait pour conséquence une baisse du travail du genou lors des phases de puissance K1 et K2 (Perry *et al.* 1997).

La condition RI du côté prothétique, clairement moins confortable au cours de la marche que la condition AI, n'entraîne pas de modification du travail du genou. Comme cela a été discuté plus haut, le faible travail du genou pourrait limiter les contraintes mécaniques appliquées à l'interface moignon-emboîture par ailleurs modifiées par l'alignement interne du pied prothétique (Lee *et al.* 2004).

La cinétique de la cheville du côté prothétique a été rapportée à titre indicatif. Des études complémentaires utilisant des modèles tri-dimensionnels adéquats sont nécessaires pour conclure sur ce point. En effet, le modèle biomécanique utilisé a été déterminé pour un individu sain sans tenir compte de la possibilité du port d'une prothèse. Les données concernant le membre appareillé peuvent donc être discutées en particulier à cause des propriétés inertielles de la prothèse et du positionnement des marqueurs sur un segment de membre non physiologique.

Dynamique du membre sain :

Dans la condition AI, les trois articulations principales du membre inférieur ne contribuent pas de manière équivalente à la fonction adaptative des ATU au cours de la marche. En effet, le travail mécanique exercé au cours de la première moitié d'appui est significativement augmenté au niveau de l'articulation du genou, comme déjà rapporté dans la littérature (Nolan *et al.* 2000) et au niveau de l'articulation de hanche, mais pas au niveau de l'articulation de cheville, par rapport au groupe témoin. Par conséquent, les articulations de la hanche et du genou jouent un rôle complémentaire dans la fonction adaptative du côté sain, comme le reflète l'augmentation significative du travail H+G. Cette dernière augmentation contribue probablement à compenser les insuffisances du travail du genou et du travail propulsif de la 'cheville' exercés par le côté prothétique.

Les deux impulsions FRSz et FRSs sont augmentées par rapport au groupe témoin mais pas l'impulsion FRSx. L'impulsion FRSs, qui inclut les deux fonctions de freinage (x) et de support (z), est une variable résultante qui reflète de façon plus intégrée la dynamique de la marche qui a lieu principalement dans le plan sagittal (Lay *et al.* 2006).

Dans la condition RI, le travail H+G augmente mais pas l'impulsion FRSs comparée à la condition AI. Ce résultat suggère que la cinétique articulaire soit plus sensible que la FRS. En effet, la FRS est une variable globale liée, non pas seulement à la dynamique du membre

inférieur (et notamment celle du genou et de la hanche) mais à la dynamique du corps entier. La fonction de compensation impliquant les deux articulations de hanche et de genou est davantage démontrée par l'augmentation additionnelle du travail exercé par ces deux articulations en réponse à la marche inconfortable en condition RI.

3.6 Conclusions et perspectives

Cette étude de biomécanique mise en place chez l'amputé tibial revêt un aspect original dans la mesure où aucune étude ne s'est penchée précisément sur le travail articulaire du membre inférieur sain au cours de la marche pour évaluer sa fonction de compensation. Les résultats de dynamique articulaire du genou viennent confirmer l'existence d'une asymétrie entre les membres inférieurs sain et prothétique déjà connue dans la littérature au niveau des paramètres spatio-temporels et de la FRS. En plus, nous avons pu montrer une fonction de protection du membre prothétique et une fonction de compensation du membre sain en considérant l'effet d'une marche inconfortable (condition RI) induite par la modification du réglage de la rotation transverse du pied prothétique. Nous avons donc répondu à notre objectif expérimental qui était de montrer l'implication du membre sain dans des mécanismes d'adaptation et de compensation en fonction du réglage de la prothèse.

Le système nerveux régule les variables cinétiques (moment et travail) et ces variables semblent donc être pertinentes dans la détection de mécanismes d'adaptation. Nous avons montré une asymétrie cinématique et cinétique au niveau du genou entre les membres inférieurs prothétique et sain. L'augmentation du travail total exercé par le genou du côté sain en condition RI est dû à l'augmentation de la flexion (cinématique) et du moment (cinétique) du genou. Le moment interne d'extension du genou a probablement des valeurs proches de celles du moment externe de flexion exercé par la FRS sur le genou. Ce dernier est le produit vectoriel, dans le plan de flexion du genou, entre le vecteur FRS et la distance perpendiculaire de ce vecteur par rapport au centre du genou. Or, nos résultats en condition RI du côté sain n'ont pas montré de modification de la valeur de la résultante sagittale de la FRS. L'augmentation de la distance entre le vecteur FRS et le centre articulaire du genou serait donc la cause de l'augmentation du moment du genou. La variable distance prédéfinie semble donc pertinente puisqu'elle influence le travail exercé par le genou par l'intermédiaire du moment. La recherche d'une corrélation entre cette variable distance et le moment ou le travail exercé par le genou est en cours d'évaluation. Si cette corrélation existe, elle permettrait une approche visuelle semi-quantitative en se basant sur la visualisation de la FRS superposée sur la vidéographie en temps réel dans le plan sagittal (**Figure 26**). Cette approche est en cours d'évaluation et si elle est validée, elle pourrait être utilisée en pratique

courante par les orthoprothésistes comme outil de détection et de réduction rapide de l'asymétrie cinétique entre les deux membres inférieurs chez les patients ATU au cours de la marche et les aider dans le réglage des prothèses.

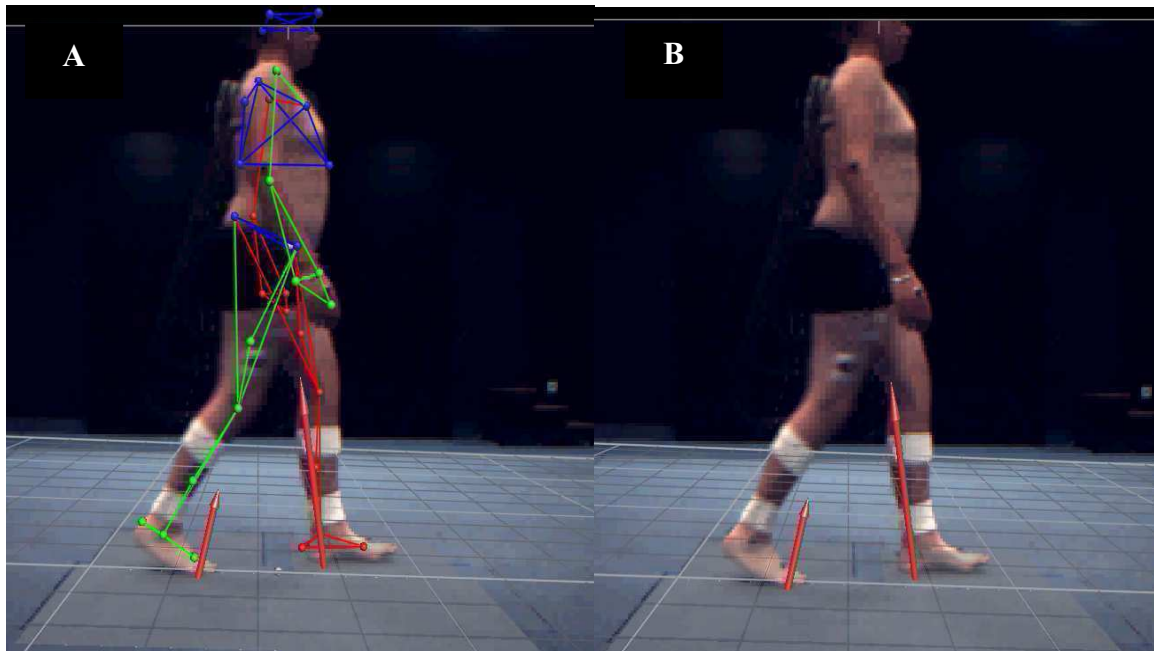


Figure 26 : Analyse complète (A) actuellement réalisée qui utilise un modèle segmentaire calculé à partir de marqueurs placés sur la peau. Visualisation en temps réel de la position de la force de réaction du sol superposée à la vidéographie (B)

L'utilisation de l'analyse tridimensionnelle en pratique clinique courante, avec le souci évident de rapidité et de pertinence, passe par l'amélioration technique du système et par la simplification de sa réalisation et de son interprétation. En effet, actuellement, la durée totale moyenne consacrée pour un examen (enregistrement, exploitation, interprétation) est actuellement d'environ trois ou quatre heures. Limiter les conditions de passage et le nombre de variables étudiées en sélectionnant, au préalable de l'enregistrement, les plus pertinentes en fonction d'une question clinique claire et précise paraît essentiel. L'un des objectifs principaux est donc de simplifier la démarche méthodologique et l'approche proposée plus haut s'y inscrit largement.

Conclusion générale

Objectiver les conséquences du réglage de la prothèse tibiale grâce à des variables biomécaniques paraît essentiel dans le but d'améliorer la compréhension de l'adaptation du sujet à sa prothèse et ainsi aider à l'amélioration du réglage prothétique. Ce qui a pu être fait dans cette étude ne comporte qu'une partie d'une procédure d'alignement plus globale et qu'une partie des variables qui sont obtenues grâce aux systèmes d'analyse du mouvement. Un seul type de réglage (rotation transverse) a été modifié au niveau du pied prothétique, et seules les conséquences mécaniques sur le membre inférieur et dans le plan sagittal de cette modification ont été étudiées. En effet, les variables cinétiques reflètent la régulation du système nerveux central et le plan sagittal est le plan dans lequel ces variables sont les plus amples.

Des mécanismes centraux de contrôle moteur sont développés par les ATU pour s'adapter à l'utilisation de leur prothèse. Nos résultats suggèrent qu'en première moitié d'appui, ils développent, du côté prothétique, un mécanisme de protection en réduisant le travail exercé par le genou et un mécanisme de compensation en augmentant le travail exercé par la hanche. Du côté sain, ils développent un mécanisme de compensation en augmentant le travail exercé par les deux articulations, la hanche et le genou. Il en résulte une asymétrie dynamique entre le membre prothétique et le membre sain. La modification en interne de la rotation transverse du pied prothétique, induisant une marche inconfortable, augmente davantage cette asymétrie dynamique et, peut-être, les risques de développer des troubles articulaires supplémentaires. Réduire cette asymétrie de la dynamique articulaire des membres inférieurs pourrait s'avérer être un objectif raisonnable, comme cela a déjà pu être évoqué dans la littérature, pour se rapprocher d'un alignement prothétique « optimal » pour chaque patient. Ces résultats soulignent l'importance de la comparaison entre le membre amputé et le membre sain dans la recherche d'une qualité et d'un confort optimal de marche chez l'amputé tibial.

L'analyse tridimensionnelle a permis d'établir l'importance de variables cinétiques pertinentes, comme le travail ou le moment articulaire, pour évaluer l'asymétrie de la dynamique des membres inférieurs. En d'autres termes, l'importance d'une compensation dynamique en réponse aux caractéristiques d'alignement de la prothèse peut être quantifiée, et ceci de façon particulièrement marquée pour les genoux.

Cette étude ouvre la perspective d'une exploration simplifiée de la dynamique des genoux, reposant sur la superposition de la force de réaction du sol sur la vidéographie en temps réel, associée à une visualisation instantanée de la distance entre le centre articulaire du genou et le vecteur force de réaction du sol dans le plan sagittal. Cette démarche rapide, en

cours d'évaluation, pourrait après validation, constituer un outil utilisable par l'orthoprothésiste pour régler les prothèses.

Bibliographie

- Alexander CH, Geurts R and Mulder TH (1992). "Reorganisation of postural control following lower limb amputation: theoretical considerations and implications for rehabilitation." Physiother. Theor. Pract. **8**: 145-157.
- André JM, Paquin JM and Xénard J (1994). Appareillage des handicapés moteurs, Diplôme d'université d'appareillage, Institut régional de réadaptation, Nancy, huitième édition, 230 p.
- André JM, Paysant J, Martinet N, Beis JM and Le Chapelain L (2001). "L'illusion de normalité chez l'amputé et le paraplégique." Rev. Neurol. **157**(10): 1237-1243.
- André JM, Didier JP and Paysant J (2004). "Plasticité et activité: l'activité musculaire médiatrice réciproque de la plasticité post-lésionnelle du système nerveux et de ses effecteurs." Dans : La plasticité de la fonction motrice, de DIDIER JP, collection de l'académie européenne de MDR, Springer éditions, 341-383.
- Aruin AS, Nicholas JJ and Latash KL (1997). "Anticipatory postural adjustments during standing in below-the-knee amputees." Clin Biomech **12**: 52-59.
- Arya AP, Lees A, Nirula HC and Klenerman L (1995). "A biomechanical comparison of the SACH, Seattle and Jaipur feet using ground reaction forces." Prosthet Orthot Int **19**(1): 37-45.
- Bagley AM and Skinner HB (1991). "Progress in gait analysis in amputees: A special review." Crit Rev Phys Rehabil Med **3**: 101-120.
- Baker PA and Hewison SR (1990). "Gait recovery pattern of unilateral lower limb amputees during rehabilitation." Prosthet Orthot Int **14**(2): 80-84.
- Barrault JJ, Nabitz C, Vidal F, Godebout J and Ster J (1989). "Place et technique de rééducation chez l'amputé." Dans : Appareillage des membres inférieurs, sous la Direction de Bonnel F, Barrault JJ et Blotman F, Springer-Verlag éditions (Paris) : 104-111.
- Barron RC (1967). "Disorders of gait related to the aging nervous system." Geriatrics **22**: 113.
- Basmajian JV (1973). "Electromyographic analyses of basic movement patterns." Exerc Sport Sci Rev **1**: 259-284.
- Becquet G, Pauvert D, Brulon D, Haon G and Nadeau G (1996). "Alignement des prothèses fémorales et tibiales." Dans : Amputation du MI : appareillage et rééducation, sous la Direction de Codine P, Brun V et André JM, Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique n°32, Masson éditions (Paris) : 260-277.
- Berne N, Purdey CR and Solomonidis SE (1978). "Measurement of prosthetic alignment." Prosthet Orthot Int **2**: 73-75.
- Bernstein N (1967). Coordination and regulation of movements, Pergamon press editions, (New York).
- Beyaert C, Haumont T, Paysant J, Lascombes P and Andre JM (2003a). "The effect of inturning of the foot on knee kinematics and kinetics in children with treated idiopathic clubfoot." Clin Biomech (Bristol, Avon) **18**(7): 670-676.
- Beyaert C, Henry S, Dautel G, Martinet N, Beltramo F, Lascombes P and André JM (2003b). "Effect on balance and gait secondary to removal of the second toe for digital reconstruction: 5-year follow-up." Journal of pediatric orthopedics **23**(1): 60-64.

- Beyaert C, Sirveaux F, Paysant J, Mole D and André JM (2004). "The effect of tibio-talar arthrodesis on foot kinematics and ground reaction force progression during walking." Gait Post **20**(1): 84-91.
- Beyaert C, Grumillier C, Martinet N, Paysant J and Andre JM (2008). "Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees." Gait Post **28**(2): 278-284.
- Blumentritt S, Schmalz T, Jarasch R and Schneider M (1999). "Effects of sagittal plane prosthetic alignment on standing trans-tibial amputee knee loads." Prosthet Orthot Int **23**(3): 231-8.
- Blumentritt S, Schmalz T and Jarasch R (2001). "Influence of static prosthetic alignment on standing posture and walking in transtibial amputees." Orthopäde **30**(3): 161-168.
- Boughton B (2000). "Prosthetic foot research. Advances in leaps and bounds." Biomechanics **7**: 73-80.
- Bouisset S (2006). "Capacité posturo-cinétique, stabilisation posturale et performance motrice." Dans : De Marey à nos jours : un siècle de recherches sur la posture et le mouvement, Rougier P et Lacour M éditeurs, coll. Posture et équilibre, Solal éditions (Marseille) : 37-62.
- Brouwer BJ, Allard P and Labelle H (1989). "Running patterns of juveniles wearing SACH and single-axis foot components." Arch Phys Med Rehabil **70**: 128-134.
- Cappozo A (1991). "The mechanics of human walking." In: Adaptability of human gait: implications for the control of locomotion, Patla AE editor (Amsterdam).
- Cavagna GA (1969). "Mechanical work in walking and running." J Physiol (Paris) **61 Suppl 1**: 3-42.
- Chan KM and Tan ES (1990). "Use of lower limb prosthesis among elderly amputees." Ann Acad Med Singapore **19**: 811-816.
- Chow DH, Holmes AD, Lee CK and Sin SW (2006). "The effect of prosthesis alignment on the symmetry of gait in subjects with unilateral transtibial amputation." Prosthet Orthot Int **30**(2): 114-28.
- Cooper RA, Quatrano LA, Stanhope SJ, Cavanagh PR, Miller F, Kerrigan DC, Esquenazi A, Harris GF and Winters JM (1999). "Gait analysis in rehabilitation medicine: a brief report." Am J Phys Med Rehabil **788**(3): 278-280.
- Craik RL and Oatis CA (1995a). Gait analysis: theory and application, Mosby editions (St Louis), 476 p.
- Craik RL and Dutterer L (1995b). "Spatial and temporal characteristics of foot fall patterns." In: Gait analysis: theory and application, Craik RL and Oatis CA, Mosby editions (St Louis): 143-158.
- Czerniecki JM, Gitter A and Munro C (1991). "Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: the influence of energy storing prosthetic feet." J Biomech **24**(1): 63-75.
- Deltour MHJ (1973). Traité d'appareillage des handicapés physiques: la prothèse du membre inférieur, Tome 2, Deltour éditions, 380 p.
- Didier J (2004). La plasticité de la fonction motrice, Springer éditions, 477 p..
- Donker S and Beek P (2002). "Interlimb coordination in prosthetic walking: effects of asymmetry and walking velocity." Acta Psychol (Amst) **110**: 265-288.
- Ducroquet RJ and Ducroquet P (1965). "La marche normale et ses quatre temps." Dans : La marche normale et les boïteries, étude des marches normales et pathologiques, Masson éditions (Paris) : 22-81.
- Dujardin F (1997). "Etude de la marche au laboratoire. Implications et perspectives cliniques." Dans: Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, conférence d'enseignement n°62, sous la Direction de Duparc J: 281-298.

- Dumas R and Chèze L (2008). "Hip and knee joints are more stabilized than driven during the stance phase of gait : an analysis of the 3D angle between joint moment and joint angular velocity." Gait Post, **In press**.
- Eberhart HD, Inman VT and Bresler B (1954). "The principal elements in human locomotion." In: Human limbs and their substitutes, Klopsteg PE and Wilson P editors (New-york: McGrawHill) : 437-471.
- Ehde DM, Czerniecki JM, Smith DG, Campbell KM, Edwards WT, Jensen MP and Robinson LR (2000). "Chronic phantom sensations, phantom pain, residual limb pain, and other regional pain after lower-limb amputation." Arch Phys Med Rehabil **81**(8): 1039-1044.
- Eng JJ, Winter DA (1995). "Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model." J Biomech **28**(6): 753-758.
- Engsberg JR, Lee AG, Tedford KG and Harder JA (1993). "Normative ground reaction force data for able-bodied and trans-tibial amputee children during running." Prosthet Orthot Int **17**(2): 83-9.
- Enjalbert M (1994). "Cinématique et cinétique de la marche chez l'amputé des membres inférieurs." Dans : La marche humaine et sa pathologie, Masson éditions (Paris) : 267-273.
- Enjalbert M (1996). "Retentissement pelvi-rachidien des amputations des membres inférieurs." Dans: Amputation du membre inférieur: appareillage et rééducation, sous la Direction de Codine P, Brun V et André JM. Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique n°32, Masson éditions (Paris) : 372-379.
- Esquenazi M (1994). "Analysis of prosthetic gait." Phys Med and Rehabil **8**(1): 201-212.
- Finley FR, Cody KA and Finizie RV (1969). "Locomotion patterns in elderly women." Arch Phys Med **50**: 140.
- Fischer SV and Gullickson G (1978). "Energy cost of ambulation in health and disability, literature review." Arch Phys Med Rehabil **59**: 124-133.
- Fridman A, Ona I and Isakov E (2003). "The influence of prosthetic foot alignment on trans-tibial amputee gait." Prosthetics and Orthotics International **27**(1): 17-22.
- Gage JR (1983). "Gait analysis for decision-making in cerebral palsy." Bulletin of the hospital for joint diseases orthopaedic institute **43**: 147-163.
- Gage JR, Perry J, Hicks RR, Koop S and JR. W (1987). "Rectus femoris transfer to improve knee function of children with cerebral palsy." Dev Med Child Neurol **29**: 159-166.
- Gelfand IM and Latash ML (1998). "On the problem of adequate language in movement science." Motor Control **2**: 306-313.
- Geurts ACH, Mulder TH, Nienhuis B and Rijken RAJ (1991). "From the analysis of movements to the analysis of skills." J Rehabil Sci **4**: 9-13.
- Giakas G and Baltzopoulos V (1997). "Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry." Gait Post **5**: 189-197.
- Gitter A, Czerniecki JM and DeGroot DM (1991). "Biomechanical analysis of the influence of prosthetic feet on below-knee amputee walking." Am J Phys Med Rehabil **70**(3): 142-8.
- Gundersen LA, Valle DR, Barr A, Danoff JV, Stanhope SJ and Snyder-Mackler L (1989). "Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of the relationship between lateral dominance and symmetry." Phys Ther **69**(8): 640-650.
- Ham S (2003). "Effects of prosthesis alignment on pressure distribution at the stump/socket interface in trans-tibial amputee during unsupported stance and gait." Clin Rehabil **17**: 787-796.
- Hannah RE, Morrison JB and Chapman AE (1984a). "Kinematic symmetry of the lower limbs." Arch Phys Med Rehabil **65**(4): 155-158.

- Hannah RE, Morrison JB and Chapman AE (1984b). "Prostheses alignment: effect on gait of persons with below-knee amputations." Arch Phys Med Rehabil **65**(4): 159-162.
- Hirokawa S and Matsumura K (1989). "Biofeedback gait training system for temporal and distance factors." Med Biol Eng Comput **27**(1): 8-13.
- Hurley GR, McKenney R, Robinson M, Zdravec M and Pierrynowski MR (1990). "The role of the contralateral limb in below-knee amputee gait." Prosthet Orthot Int **14**(1): 33-42.
- Inman VT (1966). "Human locomotion." Clin Orthop Relat Res, 1993 mars (288): 3-9.
- Isakov E, Burger H, Krajnik J, Gregoric M and Marincek C (1996). "Influence of speed on gait parameters and on symmetry in trans-tibial amputees." Prosthet Orthot Int **20**(3): 153-8.
- Isakov E, Burger H, Krajnik J, Gregoric M and Marincek C (1997). "Double-limb support and step-length asymmetry in below-knee amputees." Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine **29**(2): 75-79.
- Isakov E, Keren O and Benjuya N (2000). "Trans-tibial amputee gait: Time-distance parameters and EMG activity." Prosthet Orthot Int **24**(3): 216-220.
- Kotzki N, Maître M, Enjalbert M and Pelissier J (1994). "Rééducation à la marche de l'amputé artéritique." Dans: La marche humaine et sa pathologie, Masson éditions (Paris) : 281-287.
- Krebs DE, Wong DK and Jevsevar DS (1992). "Trunk kinematics during locomotor activities." Phys Ther **72**: 505-514.
- Krebs DE (1995). "Interpretation standards in locomotion studies." In: Gait analysis: theory and application, Craik RL and Oatis CA, Mosby éditions : 334-354.
- Lay AN, Hass CJ and Gregor RJ (2006). "The effects of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis." J Biomech **39**: 1621-1628.
- Lay AN, Hass CJ, Nichols RT and Gregor RJ (2007). "The effect of sloped surfaces on locomotion: an electromyographic analysis." J Biomech **40**: 1276-1285.
- Lee WC, Zhang M, Boone DA and Contoyannis B (2004). "Finite-element analysis to determine effect of monolimb flexibility on structural strength and interaction between residual limb and prosthetic socket." J Rehabil Res Dev **41**(6): 775-86.
- Loiret I and Regref S (2003). "Etude au laboratoire d'analyse du mouvement: équilibre statique du sujet bi-amputé des membres inférieurs." Mémoire de DUAHM, Nancy I, 31 p.
- Martinet N, André JM and Paquin JM (1998). "Appareillage et rééducation des amputés." Dans: Traité de Médecine physique et de Réadaptation, Flammarion éditions (Paris) : 467-479.
- Mattes SJ, Martin PE and Royer TD (2000). "Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: matching prosthetic and intact limb inertial properties." Arch Phys Med Rehabil **81**(5): 561-568.
- McFadyen BJ and Winter DA (1988). "An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent." J Biomech **21**: 733-744.
- Messenger N and Bowker P (1987). "The role of gait analysis in clinical medicine : a survey of UK centres." Eng Med **16**: 221-227.
- Mizrahi J, Susak Z, Seliktar R and Najenson T (1986). "Alignment procedure for the optimal fitting of lower limb prostheses." J Biomed Eng, **8**(3): 229-234.
- Mulder T, Nienhuis B and Pauwels J (1998). "Clinical gait analysis in rehabilitation context: some controversial issues." Clin Rehabil **12**: 99-106.
- Murray MP, Kory RC and Klarkson BH (1966). "Comparison of free and fast walking patterns of normal men." Am J Phys Med **45**: 8.
- Murray MP, Kory RC and Clarkson BH (1971). "Walking patterns in healthy old men." J Bone Joint Surg **53**(A): 259.

- Murray MP, Mollinger LA, Gardner GM and Sepic SB (1984). "Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking." J Orthop Res **2**: 272-280.
- Neptune RR, Zajac FE, Kautz SA (2004). "Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking." Gait Post **19**(2): 194-205.
- Nolan L and Lees A (2000). "The functional demands on the intact limb during walking for active TF and TTA." Prosthet Orthot Int **24**(2): 117-125.
- Nolan L, Wit A, Dudzinski K, Lees A, Lake M and Wychowski M (2003). "Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees." Gait Post **17**(2): 142-151.
- Oatis CA (1995). "Goals of gait assessment." In: Gait analysis: theory and application, Craik RL and Oatis CA, Mosby editions : 328-333.
- Ounpuu S and Winter DA (1989). "Bilateral electromyographical analysis of the lower limbs during walking in normal adults." Electroencephalogr Clin Neurophysiol **72**: 429-438.
- Ounpuu S, Gage JR and Davis RB (1991). "Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait." J Ped Orthop **11**: 341-349.
- Paquin JM, Martinet N and André JM (1993). "Equilibre des amputés du membre inférieur." Dans : Posture, équilibration et médecine de rééducation, Masson éditions (Paris) : 283-290.
- Paul JP and McGrouther DA (1975). "Forces transmitted at the hip and knee joint of normal and disabled persons during a range of activities." Acta Orthop Belg **41 Suppl 1**(1): 78-88.
- Paul JP (1976). "Force actions transmitted by joints in the human body." Proc R Soc Lond B Biol Sci **192**(1107): 163-172.
- Paysant J, Beyaert C, Berhili-Lansac H, Martinet N, Dautel G, Dap F, Merle M and André JM (2004). "[Clinical and three-dimensional kinematic features of the upper limb after replantation of the hand]." Ann Readapt Med Phys **47**(3): 119-27.
- Paysant J, Beyaert C, Datie A, Martinet N and André JM (2007). "Evaluation des capacités et des performances : contribution des monitorages de la locomotion en situation d'exercice et de vie réelle." Annales de Réadaptation et de Médecine Physique **50**: 156-164.
- Perry J and Hoffer MM (1977). "Preoperative and postoperative dynamic electromyography as an aid in planning tendon transfers in children with cerebral palsy." J Bone Joint Surg Am, **59A**: 531-537.
- Perry J and Bekey G (1981a). "EMG-force relationships in skeletal muscle." Crit Rev Biomed Eng **7**(1): 1-22.
- Perry J, Easterday CS and Antonelli DJ (1981b). "Surface versus intramuscular electrodes for electromyography of superficial and deep muscles." Phys Ther **61**(1): 7-15.
- Perry J (1992a). Gait Analysis, Normal and Pathological Function, Thorofare, NJ: Charles B. Slack, 524 p.
- Perry J (1992b). "Surgical prosthetic and rehabilitation principles." In: Atlas of limb prosthetics, Bouker JH and Michael JW Editions (St Louis: CV Mosby), 410-416.
- Perry J, Ulbrecht JS, Derr JA and Cavanagh PR (1995). "The use of running shoes to reduce plantar pressures in patients who have diabetes." J Bone Joint Surg Am, **77**(12): 1819-1828.
- Perry J, Boyd LA, Rao SS and Mulroy SJ (1997). "Prosthetic weight acceptance mechanics in transtibial amputees wearing the Single Axis, Seattle Lite, and Flex Foot." IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering **5**(4): 283-289.
- Pinzur MS, Asselmeier M and Smith D (1991). "Dynamic electromyography in active and limited walking below-knee amputees." Orthopedics **14**(5): 535-7; discussion 537-8.
- Pinzur MS, Cox W, Kaiser J, Morris T, Patwardhan A and Vrboš L (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): 373-377.

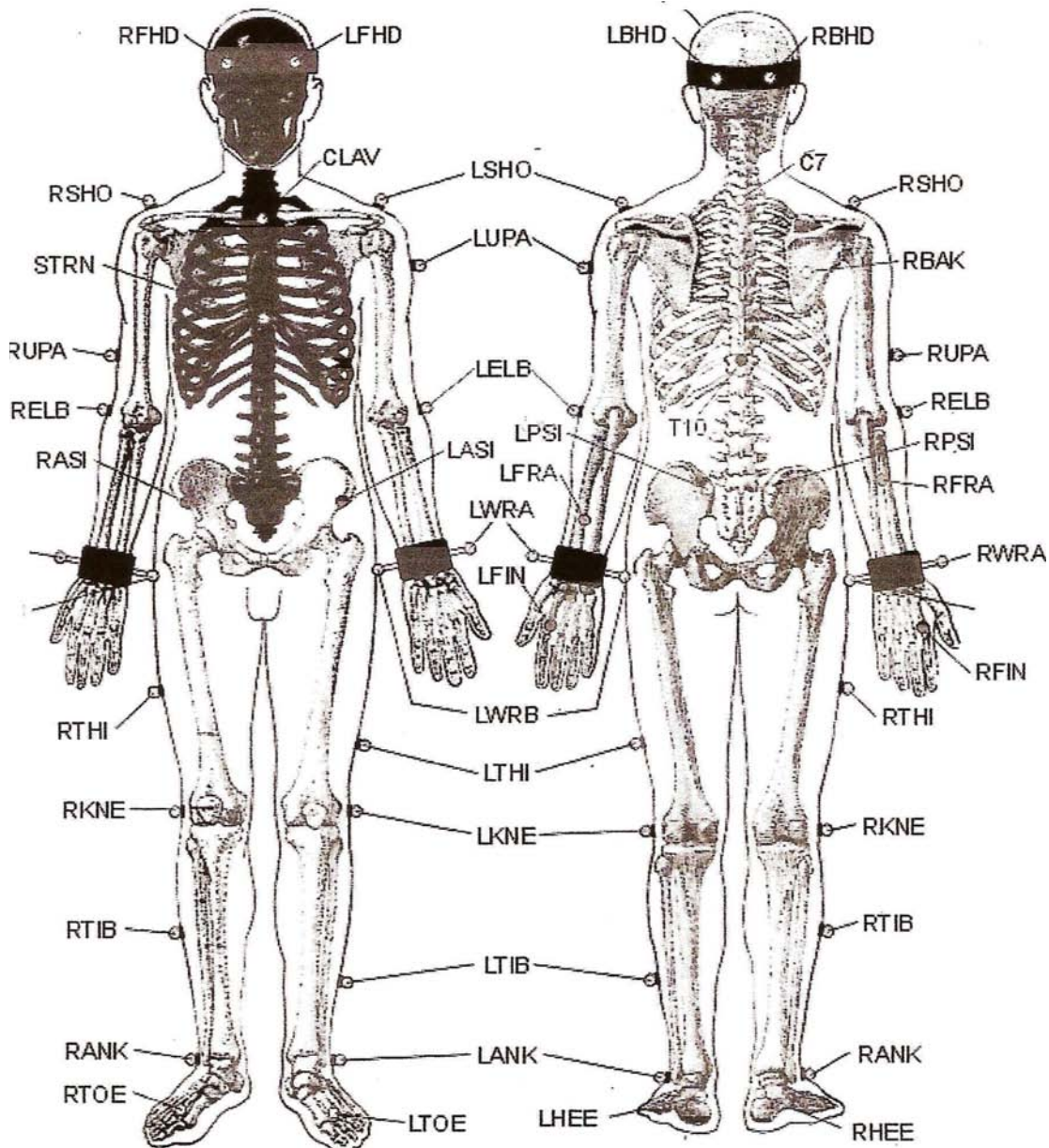
- Plas F, Viel, Blanc Y (1979). La marche humaine : kinésiologie dynamique, biomécanique et pathomécanique, Masson éditions (Paris), 122 p.
- Powers CM, Torburn L, Perry J and Ayyappa E (1994). "Influence of prosthetic foot design on sound limb loading in adults with unilateral below-knee amputations." Arch Physl Med Rehabil **75**(7): 825-829.
- Powers CM, Rao S and Perry J (1998). "Knee kinetics in trans-tibial amputee gait." Gait Post **7**(2): 149-150.
- Prince F, Allard P, Therrien RG and McFadyen BJ (1992). "Running gait impulse asymmetries in below-knee amputees." Prosthet Orthot Int **16**(1): 19-24.
- Riener R, Rabuffetti M and Frigo C (2002). "Stair ascent and descent at different inclinaisons." Gait Post **15**: 32-44.
- Riley TL, Ray WF and Massey EW (1977). "Gait mechanisms: asymmetry of arm motion in normal subjects." Milit Med **142**: 467-468.
- Rosenrot P (1980). "Asymmetry of gait and the relationship to lower limb dominance." Proc Conf Human Locomotion **1**: 26-27.
- Rossi SA, Doyle W and Skinner HB (1995). "Gait initiation of persons with below-knee amputation: the characterization and comparison of force profiles." J Rehabil Res Dev **32**(2): 120-7.
- Rozendal RH (1989). "Gait analysis and ICIDH." J Rehabil Sci **2**: 89-93.
- Sadeghi H, Allard P, Prince F and Labelle H (2000). "Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review." Gait Post **12**: 34-45.
- Sadeghi H, Allard P and Duhaime PM (2001). "Muscle power compensatory mechanisms in below-knee amputee gait." Am J Phys Med Rehabil **80**(1): 25-32.
- Saleh M (1988). "Alignment and gait optimization in lower limb amputees." In: Amputation surgery & lower limb prosthetics, Murdoch G & Donovan RG, Blackwell scientific publications, chapter 46: 357-365.
- Sanders JE, Reed RD and Marks RJ (1993). Computer-aided prosthetic alignment for lower-limb amputees. Proceedings of the Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology.
- Sanderson DJ and Martin PE (1997). "Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking." Gait Post **6**(2): 126-136.
- Sasaki K and Neptune RR (2006). "Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the gait transition speed." Gait Post **23**: 383-390.
- Schmalz T, Blumentritt S and Jarasch R (2002). "Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components." Gait Post **16**(3): 255-263.
- Segers V, Lenoir M, Aerts P and De Clercq D (2007). "Kinematics of the transition between walking and running when gradually changing speed." Gait Post **26**: 349-361.
- Seliktar R, Yekutieli M and Bar A (1979). "Gait consistency test based on the impulse-momentum theorem." Prosthet Orthot Int **3**: 91-98.
- Seroussi R, Gitter A, Czerniecki JM and Weaver K (1996). "Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation." Arch Phys Med Rehabil **77**: 1209-1214.
- Seymour R (2002). Prosthetics and orthotics: lower limb and spinal, Lippincott Williams & Wilkins editions (USA), 484 p.
- Silver-Thorn MB, Steege JW and Childress DS (1996). "A review of prosthetic interface stress investigations." J Rehabil Res Dev **33**(3): 253-66.
- Sin SW, Chow D.H.K and J.C.Y. C (1999). "A new alignment jig for quantification and prescription of three-dimensional alignment for the patellar-tendon-bearing trans-tibial prosthesis." Prosthetics and Orthotics International **23**(3): 225-230.
- Sin SW, Chow D.H.K and J.C.Y. C (2001). "Significance of non-level walking on transtibial prosthesis fitting with particular reference to the effects of anterior-posterior alignment." J Rehabil Res Dev **38**: 1-6.

- Sirveaux F, Beyaert C, Paysant J, Mole D and André JM (2006). "Increasing shoe instep improves gait dynamics in patients with a tibiotalar arthrodesis." Clinical orthopaedics and related research **442**: 204-209.
- Skinner H and Effeney D (1985). "Gait analysis in amputees." Am J Phys Med **64**: 82-89.
- Smith DG, Ehde D, Legro M, Reiber GE, Del Agila M and Boone DA (1999). "Pain and sensations in the phantom limb, the residual limb and the back reported by persons with lower limb amputation." Clin Orthop, **361**: 29-38.
- Stefanyshyn DJ and Ensberg J (1994). "Right to left differences in the ankle joint complex range of motion." Med Sci Sports Exerc **26**(5): 551-555.
- Steinberg FV (1966). "Gait disorders in old age." Geriatrics **21**: 134.
- Sutherland DH (1978). "Gait analysis in cerebral palsy." Developmental Medicine and Child Neurology **20**: 807-813.
- Sutherland DH, Olshen R and Cooper L (1980). "The development of mature gait." J Bone Joint Surg **62**(A): 236.
- Torburn L, Perry J, Ayyappa E and Shanfield SL (1990). "Below-knee amputee gait with dynamic elastic response prosthetic feet: a pilot study." J Rehabil Res Dev **27**(4): 369-84.
- Van Dieen JH, Spanjaard M, Konemann R, Bron L and Pijnappels M (2007). "Balance control in stepping down expected and unexpected level changes." J Biomech **40**: 3641-3649.
- Vickers DR, Palk C, McIntosh AS, Beatty KT (2008). "Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: A biomechanical analysis." Gait Post doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.06.008.
- Viel E (2000). La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements, Le point en rééducation et en APS n°9, Masson éditions (Paris), 267 p.
- Waters R and Mulroy S (1999). "The energy expenditure of normal and pathological gait." Gait Post **9**(3): 207-231.
- Whittle MW (1991). Gait analysis : an introduction, Butterworth-Heinemann (Oxford, UK).
- Winter DA, Quanbury AO and Reimer GD (1976). "Analysis of instantaneous energy of normal gait." J Biomech **9**(4): 253-257.
- Winter DA and Robertson DG (1978). "Joint torque and energy patterns in normal gait." Biol Cybern **29**(3): 137-142.
- Winter DA (1983). "Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural and slow cadences." Clin Orthop Relat Res **175**: 147-154.
- Winter DA and Sienko SE (1988). "Biomechanics of below-knee amputee gait." J Biomech **21**(5): 361-7.
- Winter DA (1989). "Biomechanics of normal and pathological gait: implications for understanding human locomotor control." Journal of motor behavior **21**(4): 337-55.
- Winter DA and Eng P (1995). "Kinetics: our window into the goals and strategies of the central nervous system." Behavioural Brain Research **67**: 111-120.
- Winter DA (2005). Biomechanics and motor control of human movement, Third edition. Waterloo, Ontario: John Wiley & sons, Inc., 325 p.
- Wong WY (2007). "Clinical implications of sensors for human posture and movement analysis : A review." Prosthet Orthot Int **31**(1): 62-75.
- Yang L, Solomonidis SE, Spence WD and Paul JP (1991). "The influence of limb alignment on the gait of above-knee amputees." J Biomech **24**(11): 981-997.
- Zahedi M, Spence W and Solomonidis SE (1985). "The influence of alignment on prosthetic gait." In: Amputation Surgery and Lower Limb Prosthetics, Blackwell editions, (Oxford) : 367-379.
- Zahedi MS, Spence WD, Solomonidis SE and Paul JP (1986). "Alignment of lower-limb prostheses." J Rehabil Res Dev **23**(2): 2-19.

- Zmitrewicz R, Neptune R, Walden J, Rogers W and Bosker G (2006). "The effect of foot and ankle prosthetic components on braking and propulsive impulses during transtibial amputee gait." Arch Phys Med Rehabil **87**: 1334-1339.
- Zmitrewicz RJ, Neptune RR and Sasaki K (2007). "Mechanical energetic contributions from individual muscles and elastic prosthetic feet during symmetric unilateral transtibial amputee walking: a theoretical study." J Biomech **40**: 1824-1831.

Annexes

Annexe I: Positionnement des marqueurs selon le modèle complet « Plug-in-gait »



Ce schéma indique le positionnement des marqueurs réfléchissants sur le sujet qui permettent la reconstruction du corps entier en trois dimensions.

R = marqueurs identifiant le côté droit du corps humain ; L = marqueurs identifiant le côté gauche du corps humain ; les lettres suivantes correspondent aux abréviations des termes anatomiques anglais.

ANALYSE TRIDIMENSIONNELLE DE LA POSTURE ET DE LA
MARCHE
SELON DIFFERENTS REGLAGES D'UNE PROTHESE TIBIALE

LABORATOIRE D'ANALYSE DE LA POSTURE ET DU MOUVEMENT

CENTRE D'APPAREILLAGE – GONDREVILLE

CAHIER D'OBSERVATION

GROUPE DES SUJETS TEMOINS

Référence : T _ _ _ _

1/ Fiche d'inclusion

Date d'inclusion :

Initiales du patient :

Date de Naissance :

Critères d'inclusion :

(Ils doivent tous être présents pour l'inclusion dans l'étude)

- . Age entre 18 et 65 ans

Critères d'exclusion :

(Un seul critère implique l'impossibilité d'inclusion dans l'étude)

- . Doléance de douleur ou d'inconfort au cours de la station debout ou de la marche
- . Pathologie ostéo-articulaire, musculaire ou neurologique susceptible de modifier le schéma de marche
- . Pathologie altérant les capacités de compréhension du protocole
- . Altération de l'état général

2/ Informations au cours de l'étude

Antécédents médicaux et chirurgicaux :

Niveau d'activité physique, périmètre habituel de marche :

Droitier

Gaucher

Anthropométrie pour l'analyse tridimensionnelle :

Poids :

Taille :

Longueur tête fémur, malléole externe	Ext. Gauche : Totale : Fémur :	Droit : Totale: Fémur:
Longueur épine iliaque, malléole interne	Int. Gauche : Totale: Fémur:	Droit : Totale : Fémur:
Largeur des genoux	Gauche :	Droit :
Largeur des chevilles	Gauche :	Droit :
Epaisseur des mains	Gauche :	Droit :
Largeur des poignets	Gauche :	Droit :
Largeur des coudes	Gauche :	Droit :
Largeur des épaules :	Gauche :	Droit :
Tibiale torsion :	Gauche :	Droit :

ANALYSE TRIDIMENSIONNELLE DE LA POSTURE ET DE LA
MARCHE
SELON DIFFERENTS REGLAGES D'UNE PROTHESE TIBIALE

LABORATOIRE D'ANALYSE DE LA POSTURE ET DU MOUVEMENT

CENTRE D'APPAREILLAGE – GONDREVILLE

CAHIER D'OBSERVATION

GROUPE DES SUJETS AMPUTES

Référence : A _ _ _ _

1/ Fiche d'inclusion

Date d'inclusion :

Initiales du patient :

Date de Naissance :

Critères d'inclusion :

(Ils doivent tous être présents pour l'inclusion dans l'étude)

- . Age entre 18 et 65 ans
- . Amputation trans-tibiale unilatérale
- . Amputation d'origine traumatique
- . Prothèse utilisée depuis au moins 1 an et rééducation achevée
- . Périmètre possible de marche ≥ 3 Km

Critères d'exclusion :

(Un seul critère implique l'impossibilité d'inclusion dans l'étude)

- . Doléance de douleur ou d'inconfort au cours de la station debout ou de la marche
- . Autre pathologie ostéo-articulaire, musculaire ou neurologique susceptible de modifier le schéma de marche
- . Pathologie altérant les capacités de compréhension du protocole
- . Altération de l'état général

2/ Informations sur le patient

Antécédents médicaux et chirurgicaux :

Histoire de la maladie liée à l'amputation tibiale :

Amputation :

- . Date :
- . Longueur du moignon (% du côté controlatéral) :
- . Qualité du moignon :

Prothèse :

- . Date de la première prothèse :
- . Date(s) du (des) renouvellement(s) de prothèse :
- . Description de la prothèse en cours :
 - type d'emboîture :
 - présence d'un amortisseur vertical :
 - présence d'un absorbeur de torsion :
 - pièces de liaison :
 - type du pied prothétique :
- . Réglage des alignements lors de l'inclusion :
 - distance latérale entre le milieu du talon et le centre du genou (en mm, valeur positive si talon à l'extérieur) :
 - orientation transverse du pied par rapport à l'axe du genou (en degré, valeur négative si externe) :
 - distance antéro-postérieure entre la « cheville » et le centre du genou (en mm) :

3/ Informations au cours de l'étude

Droitier

Gaucher

Anthropométrie pour l'analyse tridimensionnelle :

Poids :

Taille :

Longueur tête fémur, malléole externe	Ext. Gauche : Totale : Fémur :	Droit : Totale : Fémur :
Longueur épine iliaque, Malléole interne	Int. Gauche : Totale : Fémur :	Droit : Totale : Fémur :
Largeur des genoux	Gauche :	Droit :
Largeur des chevilles	Gauche :	Droit :
Épaisseur des mains	Gauche :	Droit :
Largeur des poignets	Gauche :	Droit :
Largeur des coudes	Gauche :	Droit :
Largeur des épaules	Gauche :	Droit :
Tibiale torsion	Gauche :	Droit :

Annexe IV: Questionnaire du ressenti du patient

	Comparaison des conditions : →	RI versus AI	RE versus AI	RI versus RE
<u>CONFORT RESENTI</u>	Station debout			
	Marche			
<u>FATIGUE</u>	Station debout			
	Marche			
<u>EQUILIBRE</u>	Station debout			
	Marche			
<u>TRAVAIL DU GENOU</u>	Station debout			
	Marche			
<u>DOULEUR(S) DE GENOU</u>	Station debout			
	Marche			
<u>AUTRES DOULEURS</u>	Station debout			
	Marche			

Le patient compare subjectivement la condition de rotation interne (RI) avec la condition d'alignement initial (AI), la condition de rotation externe (RE) avec la condition AI et les conditions RI et RE entre elles. Reporter dans chacune des cases *confort ressenti, fatigue, équilibre, travail du genou, douleurs de genou et autres douleurs*, en statique puis en dynamique, le signe: « + » ou « = » ou « - » qui se rapporte à la première condition citée dans le titre de chaque colonne comparée à la deuxième.

Commentaires libres des patients pour chacune des conditions de réglage de la prothèse :

- **AI :**
- **RI :**
- **RE :**

Ordre de préférence pour les trois conditions de réglage (1 = condition qui convient le mieux au patient et 3 = la moins appréciée par le patient) :

- 1.
- 2.
- 3.

Publications

► Publications (ces deux articles complets sont insérés à la suite):

- Beyaert C, Grumillier C, Martinet N, Paysant J, André JM (2008)
Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees.
Gait & Posture 28 (2) : 278-284
- Grumillier C, Martinet N, Paysant J, André JM, Beyaert C
Compensatory mechanism involving the hip joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees.
Resoumis après correction au Journal of Biomechanics en juin 2008

► Communications avec publication de résumé:

- Grumillier C, Beyaert C, Haldric M-A, Martinet N, André J-M
Effet de l'incidence de la rotation transverse du pied prothétique sur la dynamique sagittale des genoux et des hanches au cours de la marche chez l'amputé tibial.
XXIème Congrès de la SOFMER, Rouen, 19-21 octobre 2006
Annales de Médecine Physique et de Réadaptation, 2006, 49, 503
- Beyaert C, Grumillier C, Haldric M-A, Martinet N, André J-M
Compensatory Mechanism Involving the Knee of the Unaffected Side during Gait in Unilateral Trans-tibial Amputees.
XXXIIème Congrès de la Société de Biomécanique, Lyon, 28-29 août 2007
Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2007, 10 (suppl 1), 5
- Grumillier C, Beyaert C, Haldric M-A, Martinet N, André J-M
Compensatory Mechanism Involving the Hip of the Unaffected Side during Gait in Unilateral Trans-tibial Amputees.
XXXIIème Congrès de la Société de Biomécanique, Lyon, 28-29 août 2007
Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2007, 10 (suppl 1), 6
- Beyaert C, Grumillier C, Haldric M-A, Martinet N, André J-M
Compensatory mechanism involving the knee of the intact limb during gait in patients with unilateral Trans-tibial Amputation.
XVIth Annual Meeting of ESMAC, Athens, Greece, September 27-29, 2007
Gait & Posture, 2007, 26 (suppl 1), S112
- Grumillier C, Beyaert C, Haldric M-A, Martinet N, André J-M

Compensatory mechanism involving the hip of the intact limb during gait in patients with unilateral Trans-tibial Amputation.

XVIth Annual Meeting of ESMAC, Athens, Greece, September 27-29, 2007

Gait & Posture, 2007, 26 (suppl 1), S112

- Grumillier C, Beyaert C
Compensatory mechanism involving the hip of the intact limb during gait in patients with unilateral trans-tibial amputation
Congrès de Physiologie, de Pharmacologie et de Thérapeutique P2T, Clermont-Ferrand, 9-11 avril 2008
Fundamental & Clinical Pharmacology, 2008, 22 (suppl 1), 5

► Communications non publiées:

- Grumillier C, Beyaert C, Haldric M-A, André J-M
Incidence de la rotation du pied prothétique sur la dynamique sagittale des genoux et des hanches au cours de la marche chez l'amputé tibial.
Vèmes Journées d'étude du Groupe d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte, Nancy, 25-26 janvier 2006
- Grumillier C, Beyaert C, Haldric M-A, André J-M
Incidence de la rotation du pied prothétique sur la dynamique sagittale des genoux et des hanches au cours de la marche chez l'amputé tibial.
Séminaire des Doctoriales de Lorraine, du 23 au 27 octobre 2006
- Grumillier C, Beyaert C, Haldric M-A, Martinet N
Mécanismes de compensation impliquant la hanche saine au cours de la marche chez l'amputé tibial unilatéral.
Journée des utilisateurs Vicon, Bruxelles, 10 février 2007
- Grumillier C, Beyaert C, Haldric M-A, Martinet N
Mécanismes de compensation impliquant la hanche saine au cours de la marche chez l'amputé tibial unilatéral.
IIIème Journée Claude Huriet de la recherche médicale, Nancy, 23 novembre 2007

Article publié dans « Gait & Posture »

Available online at www.sciencedirect.com

Gait & Posture xxx (2008) xxx–xxx

www.elsevier.com/locate/gaitpost

Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees

C. Beyaert^{a,b,*}, C. Grumillier^a, N. Martinet^a, J. Paysant^a, J.-M. André^a

^a *Laboratoire d'analyse du mouvement, Institut Régional de Réadaptation de Nancy, Centre de Réadaptation Louis Pierquin, 54000 Nancy, France*

^b *Laboratoire de Physiologie, Faculté de Médecine de Nancy, avenue de la Forêt de Haye, 54500 Vandoeuvre-les-Nancy, France*

Received 4 May 2007; received in revised form 3 December 2007; accepted 30 December 2007

Abstract

This study evaluated the asymmetry of knee kinetics during uncomfortable gait induced by prosthesis misalignment to further demonstrate the compensatory function of the knee joint of the intact limb during gait. Three-dimensional gait analysis including knee kinematics and kinetics at the beginning of stance phase was conducted in 15 healthy subjects and 17 unilateral trans-tibial amputees (TTA) walking at self-selected speed in three conditions of prosthetic alignment: initial alignment (IA); initial alignment altered either by 6° of internal rotation (IR) or by 6° of external rotation (ER) applied on the pylon. Patients reported best comfort of gait in IA condition and discomfort mainly in IR condition. Maximum knee flexion and knee total work at power phases K0–K2 were significantly higher in intact limbs compared to prosthetic and control limbs. In intact limbs, these variables had significantly higher values (+10–35%, $p < 0.05$) in IR condition than IA condition whereas these were not altered across conditions in prosthetic limbs. In trans-tibial amputees, inducing uncomfortable gait by internally rotating the prosthetic foot did not alter the knee kinetics of the prosthetic limb, which suggests a protective mechanism. Knee kinetics of the intact limb did alter, which suggests a compensatory mechanism.

© 2008 Elsevier B.V. All rights reserved.

Keywords: Trans-tibial amputee; Knee; Kinetics; Gait; Prosthesis; Motor control

1. Introduction

Unilateral trans-tibial amputees (TTA) are asymmetrical in their gait. They spend less time in stance on their prosthetic limb and more time on their intact limb [1–3]. They load their prosthetic limb less than their intact limb [1,4–7] and their intact limb more than able-bodied persons during natural cadence walking [8]. This reduction in both the load intensity and duration of the prosthetic limb during gait may be related to a protective motor strategy [9,10] since the soft tissues of the amputated limb are not suitable

for load-bearing [11]. At the beginning of stance, the knee extensor moment and related work during the power phases K1 and K2, which contribute to stability and shock absorption of the weight accepting limb [12,13], are reduced in the prosthetic limb [1,9,14] and increased in the intact limb [15] compared to able-bodied persons. These knee kinetics patterns suggest a protective mechanism for the prosthetic limb. However, they also suggest a compensatory mechanism involving the intact limb and particularly the knee joint [15]. A compensatory mechanism can be demonstrated if the related deviations are further increased in response to more constraining conditions. Increased loading of the intact limb in response to higher walking speed in TTA further supported the presence of a compensatory mechanism [10]. However, loading asymmetry did not increase significantly after inducing a 10° of frontal or sagittal plane prosthetic misalignment in TTA [5]. Walking with prosthetic misalignment may be less demanding on lower limb dynamics than walking at high

* Corresponding author at: Laboratoire de Physiologie, Faculté de Médecine de Nancy, avenue de la Forêt de Haye, 54500 Vandoeuvre-les-Nancy, France. Tel.: +33 383 683 744; fax: +33 383 683 739.

E-mail addresses: christian.beyaert@medecine.uhp-nancy.fr (C. Beyaert), constance.grumillier@wanadoo.fr (C. Grumillier), noel.martinet@irr.u-nancy.fr (N. Martinet), jean.paysant@irr.u-nancy.fr (J. Paysant), jmandre@irr.u-nancy.fr (J.M. André).

speed. Knee kinetics has not been tested in response to any prosthetic misalignment and may be more sensitive than the loading pattern.

In this study we assessed knee dynamic variables to demonstrate the compensatory function of the knee joint of the intact limb in response to prosthetic transverse plane misalignment. The foot progression angle, which is defined as the angle between the line of progression and the longitudinal axis of the foot, has been reported to influence knee dynamics during gait [16]. Therefore, the prosthetic foot transverse plane alignment was altered to induce ipsilateral discomfort. We hypothesized that uncomfortable gait induced by alteration of the prosthetic foot progression angle would be associated to an increase in knee total work at the beginning of stance phase, not on the prosthetic limb but on the intact limb, suggesting protective and compensatory mechanisms, respectively.

2. Methods

2.1. Subjects

The study was approved by the District Human Ethics Committee and informed consent was obtained from the 15 normal subjects and 17 patients. Patients with post-traumatic unilateral TTA were enrolled during a continuous period of time regardless of the type of their prosthesis (2 rigid feet (SACH) and 15 propulsive feet: 2 Multiflex ERF[®], 1 Variflex[®], 1 Sureflex[®], 4 Flexwalk[®], 2 C-Walk 1C40[®], 2 Cadence HP[®] and 3 Reflex[®]). Patients wearing their prosthesis for more than 1 year were included. The time from amputation was 1–59 years (mean 16.7 (S.D. 17.6), $n = 17$). The exclusion criteria included: the use of any walking assistive device, stump pain or tenderness, any cardiovascular, neurological or musculoskeletal abnormality influencing gait. The control group of 15 healthy subjects was matching the TTA group in age and height (see Table 1).

2.2. Experimental protocol

Subjects underwent one session of three-dimensional gait analysis. An optoelectronic device (Vicon 370, Vicon Motion Systems Limited, Oxford, UK) and three force platforms (Advanced Medical Technology Inc., Watertown, MA, USA) were used to calculate lower limb kinematics and kinetics according to the biomechanical model described by Kadaba et al. [18]. Markers were placed on the prosthetic foot similarly to the intact limb [19]. Patients and controls were instructed to walk at a self-selected speed down a

10-m walkway, wearing their usual shoes. Patients walked first at a self-selected velocity without alteration of their usual prosthesis initial alignment (IA). The prosthetic foot was then internally (IR) or externally (ER) rotated by 6° in random order. The transverse rotation of the foot with reference to the socket was achieved on the pylon by the same prosthetist. The prosthetist rotated the foot placed upon a large protractor laying on the ground which included the three angular references (IA, IA + 6°, IA – 6°), while the socket was held in a steady position and the patient was sitting. In his clinical practice the prosthetist rotates the foot by 2–3° increments when adjusting the prosthesis according to the patient's comments. Therefore, to induce a significant foot transverse rotation we decided to alter it by 6°, which is twice as much as the usual increment.

In both the IR and ER conditions, the patients spent 5 min to walk freely in order to familiarise themselves with the prosthetic changes [20,21]. They were then asked to walk at the same velocity as in IA condition and to classify gait comfort in the three conditions of prosthetic alignment.

2.3. Data analysis

The foot progression angle was measured at maximal knee flexion to assess the effect of prosthetic IR and ER during gait. The first peak of the vertical ground reaction force (GRF) was measured. The following knee measurements were made during the first half of stance phase: maximal flexion, maximal internal extension moment, extensor angular impulse (area under the extension moment curve, which quantifies the total contribution of the moment to the movement carried out), total work at K0, K1 and K2 power phases (see Fig. 1 [17]), total work at K0–K2 power phases (sum of the absolute values of total work at K0–K2 power phases). Three gait cycles of the prosthetic limb, the intact limb and of the right limb from the control group were averaged for data analysis. Intra-subject and inter-subject coefficients of variation were calculated for knee dynamic parameters to assess the variability of the results.

2.4. Statistical analysis

Comparison of data was carried out in each condition between the prosthetic and intact limbs in the TTA group and between the TTA and control groups using paired and unpaired Student's *t*-test, respectively. Analysis of variance (ANOVA) with a single factor and repeated measures and Fischer a posteriori tests were used to compare the conditions with each other for the two limbs in the TTA group. Significance level was $p < 0.05$. All values were reported as mean and one standard deviation (S.D.).

3. Results

3.1. Gait comfort

Among the 17 patients: 14 reported the IR condition as clearly less comfortable (disagreeable, tiring or unsteady gait) than both IA and ER conditions and ER condition as equally comfortable ($n = 7$) or slightly less comfortable ($n = 7$) than IA condition; the remaining 3 patients reported the ER condition as less comfortable than IR condition which in turn was less comfortable than IA condition.

Table 1
Anthropometric measurements

	TTA group ($n = 17$)	Control group ($n = 15$)
Age (years)	46 (16)	45 (17)
Height (cm)	175.6 (8)	171.5 (6.6)
Weight (kg)	82.2 (13.7)	77.4 (10.3)
Leg length (cm)	P: 92.6 (6.3), I: 91.9 (4.8)	91.1 (5.4)

TTA = trans-tibial amputee; P = prosthetic limb, I = intact limb; values are mean (S.D.).

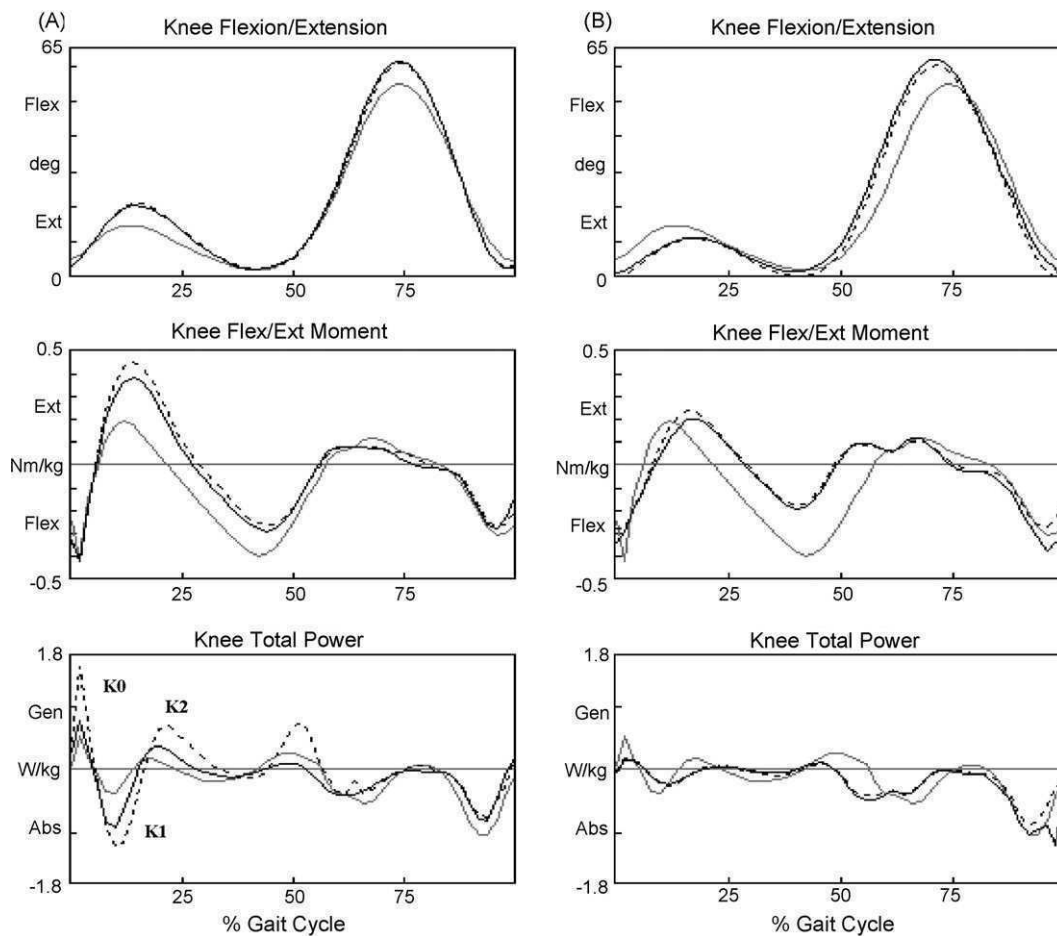


Fig. 1. Mean knee kinematics and kinetics in the control group ($n = 15$, grey lines) and in both the intact limbs group (A) and prosthetic limbs group (B) of the TTA group ($n = 17$, black lines). The initial alignment condition is depicted by solid line and the internal rotation condition by dotted line. K0–K2: see comments in text.

3.2. Foot progression angle

The foot progression angle in the prosthetic limbs group was significantly more internal ($7^\circ(8)$) in IR condition and more external ($-12^\circ(6)$) in ER condition than in IA condition ($-3^\circ(5)$). The foot progression angle of the prosthetic limbs in ER condition ($-12^\circ(6)$), of the intact limbs group in the three conditions ($-8^\circ(9)$ to $-9^\circ(9)$) and of the control group ($-8^\circ(4)$) did not differ significantly between them.

3.3. Spatio-temporal parameters

All results are reported in Table 2. Walking speed and cadence did not differ between conditions in the TTA group and between the TTA and control groups. This stable walking speed allowed us to compare the kinetic variables [22]. Stance phase duration was significantly higher in intact limbs compared to both prosthetic and control limbs and single support duration was significantly higher in intact limbs than in prosthetic limbs. In prosthetic limbs, single support duration decreased significantly in IR compared to IA condition.

3.4. Ground reaction force

The first peak of vertical GRF was significantly higher in intact limbs compared to control limbs and compared to prosthetic limbs in the three conditions (see Table 3). This variable did not differ significantly between conditions in both the prosthetic and intact limbs.

3.5. Knee kinematics and kinetics

In the prosthetic limbs group, in the IA condition, knee total work at K0–K2 phases and at K0 phase was significantly lower than in control group. In the IR condition, knee total work at K1 and K2 was in addition lower than in the control group. In the prosthetic limbs group, only maximal flexion was significantly reduced in IR condition than in IA condition (10° vs. 15° , note that in Fig. 1 this difference is not depicted since the time of maximal flexion occurrence was highly variable).

In the intact limbs group, all knee variables were significantly higher compared to the prosthetic limbs group in the three conditions and when compared to the control

Table 2
Spatio-temporal parameters

	TTA group (n = 17)				Control group (n = 15)			
	Prosthetic limb		Intact limb		Prosthetic limb		Intact limb	
	IA	IR	ER	IR	IA	ER	IR	ER
Walking speed (m/s)	1.36 (0.20)	1.35 (0.18)	1.34 (0.20)	1.35 (0.18)	1.36 (0.20)	1.34 (0.20)	1.35 (0.18)	1.34 (0.20)
Cadence (steps/min)	109 (8)	109 (8)	108 (8)	109 (8)	109 (8)	108 (8)	109 (8)	108 (8)
Stride length (m)	1.51 (0.19)	1.50 (0.18)	1.47 (0.19)	1.50 (0.19)	1.51 (0.18)	1.50 (0.20)	1.50 (0.19)	1.49 (0.15)
Single support phase (s)	0.42 (0.03)	0.40* (0.04)	0.41 (0.04)	0.44 † (0.03)	0.44 † (0.03)	0.44 † (0.03)	0.44 † (0.03)	0.42 (0.04)
Stance phase (% GC)	61 (2)	60 (1)	61 (2)	63 †† (2)	63 †† (2)	64 †† (2)	64 †† (2)	61 (2)

TTA = trans-tibial amputee; IA = initial alignment, IR = internal rotation, ER = external rotation; % GC = percent gait cycle; values are means (S.D.); †p < 0.05 vs. prosthetic limbs; ††p < 0.05 vs. control group; *p < 0.05 vs. IA.

Table 3
GRF and knee dynamics at beginning of stance phase

	TTA group (n = 17)				Control group (n = 15)			
	Prosthetic limb		Intact limb		Prosthetic limb		Intact limb	
	IA	IR	ER	IR	IA	ER	IR	ER
First peak of vGRF (N/kg)	107 (10)	108 (10)	107 (9)	122 †† (11)	120 †† (13)	112 (7)	118 †† (12)	120 †† (13)
Maximal flexion (°)	15 (9)	10 ††* (8)	14 (8)	24 †† (7)	23 †† (9)	19 (4)	28 ††* (7)	23 †† (9)
Maximal extension moment (N m/kg)	0.30 (0.28)	0.29 (0.25)	0.23 (0.24)	0.50 †† (0.18)	0.49 †† (0.25)	0.23 (0.13)	0.55 ††* (0.29)	0.49 †† (0.25)
Extensor angular impulse (Nmm s/kg)	43 (23)	54 (48)	52 (40)	72 †† (20)	70 † (47)	33 (29)	81 ††* (46)	70 † (47)
Total work for K0 phase (×10 ² J/kg)	1.2 † (1.4)	1.4 † (1.3)	1.1 † (1.3)	5.4 †† (2.3)	5.4 †† (1.9)	3.1 (1.8)	6.3 ††* (2.6)	5.4 †† (1.9)
Total work for K1 phase (×10 ² J/kg)	-2.8 (1.8)	-2.5 † (1.8)	-2.6 † (1.9)	-10 †† (5)	-9.9 †† (7.3)	-3.5 (2.4)	-9.9 †† (5.7)	-9.9 †† (5.7)
Total work for K2 phase (×10 ² J/kg)	2.4 (2.1)	1.8 † (1.3)	2.3 (3.7)	4.6 †† (3.2)	5.2 †† (5.1)	2.6 (1.7)	6.2 ††* (4.6)	5.2 †† (5.1)
Total work for K0–K2 phases (×10 ² J/kg)	5.1 † (2.4)	4.9 † (3.2)	5.0 (5.3)	19.2 †† (10.3)	19.5 †† (10.9)	8.7 (5.1)	22.9 ††* (12.9)	19.5 †† (10.9)

TTA = trans-tibial amputee; IA = initial alignment, IR = internal rotation, ER = external rotation; vGRF = vertical component of ground reaction force; values are mean (S.D.); †p < 0.05 vs. prosthetic limbs; ††p < 0.05 vs. controls; *p < 0.05 vs. IA.

group in the three conditions (except for one variable in ER condition, see Table 3). Within the intact limbs group all knee variables were significantly higher in IR than IA condition except for total work for K1 phase.

The intra-subject and inter-subject coefficients of variation were respectively mild and high in the prosthetic limbs group (37%(5) and 75%(25), respectively), the intact limbs group (32%(6) and 44%(14)) and the control group (26%(5) and 59%(20)).

4. Discussion

Knee total work at the beginning of stance phase (K0–K2 phases) in IA condition was higher on the intact limbs compared to control limbs and lower in the prosthetic limbs compared to control limbs. In the IR uncomfortable condition, this knee variable was further increased for intact limbs compared to IA condition, whereas it did not change for prosthetic limbs. As hypothesized, these results suggest an important role of knee dynamics in the compensatory function of the intact limb in response to prosthetic misalignment.

Transverse rotation of the prosthetic foot was associated with foot progression angle changes during walking. These changes were of significant amplitude (9–10° on average) involving some transverse rotation of the proximal joints in addition to the prosthetic foot alteration. Because of the variability of the kinetic parameters during gait [23], we averaged three trials per subject. The intra-subject coefficients of variation in this study confirmed a mild variability. On the contrary, the inter-subject variability was high. However, despite the high inter-subject variability and the small number of subjects, the kinetic differences we found between groups or between conditions in the intact limbs group were significant and consistent across patients.

During normal gait, the knee joint contributes significantly to leg stability and body support at the beginning of stance phase [12,13]. Thus at initial contact, the limb is optimally positioned to initiate both progression and knee stability. The knee joint is stabilised passively by the anterior alignment of the GRF which exerts an external knee extension moment and decelerates knee flexion during the K0 power phase [17]. As the GRF passes behind the knee joint center later in stance, the knee extensors exert an internal knee extension moment which decelerates knee flexion during K1 power phase, accelerates knee extension during K2 power phase and contributes to body support [12,13].

4.1. Protective function of the prosthetic limb

In the prosthetic limbs, in IA condition, knee total work at K0–K2 phases and total work for K0 phase were significantly lower than in the control group. These results reflect reduced involvement of the prosthetic limb in weight

acceptance control. This affected particularly the initial period of stance (K0 phase), which suggests a feed forward neural mechanism to reduce the intensity of limb weight acceptance control.

The IR condition in prosthetic limbs, clearly less comfortable during gait than in IA and ER conditions, was associated with an internal foot progression angle which was the most deviated angle from the external foot progression angles in intact and control limbs. The internal foot progression angle in prosthetic limbs (7°(8)) was more internal than the internal limit of acceptable foot progression angle (4° which equals to mean + 2 S.D.) described by Zahedi et al. in TTA [24]. Internal foot progression angle would tend to increase knee maximal flexion and knee total work at the beginning of stance as reported for clubfoot deformation [16]. On the contrary, when comparing the IR and IA conditions in prosthetic limbs, knee maximal flexion and single support duration were reduced and knee total work in early stance did not change. This knee dynamics pattern may be the result of a protective motor strategy involving co-contraction about the knee [9] to limit the stress applied on stump–socket interface [11].

In the ER condition in the prosthetic limbs, the foot progression angle did not differ significantly from intact and control limbs and was close to the normal range (6°(5)–11°(5)) described in the literature for prosthetic limb in TTA [24,25]. Most of the amputees described their gait as equally or slightly less comfortable than in IA condition. The absence of any significant change in the studied variables was probably related to the acceptable values of the foot progression angle.

4.2. Compensatory function of the intact limb

According to the literature, in intact limbs in IA condition, the stance phase duration [1–3], the peak of vertical GRF [5,8,10], the knee extension moment and related knee total work during K1 and K2 phases [15] were higher than in the prosthetic or control limbs. In addition, we have shown that the knee total work for K0 power phase was higher in intact limbs than in prosthetic and control limbs. In this first phase of stance, knee flexion is decelerated by the GRF which contributes to knee stability and body support [12,17]. Thus, in TTA the asymmetry of gait dynamics starts from initial contact involving the knee joint. The increase of maximal knee flexion in intact limbs could not be related to a higher length of the intact limb compared to the prosthetic limb since there was no significant leg length discrepancy in our study (see Table 1).

A compensatory role of the intact limb in gait dynamics suggested by Nolan and Lees [15] has been further demonstrated, since loading asymmetry towards the intact limb increased with walking speed in TTA [10]. In this study, vertical GRF in intact limbs did not change significantly in IR compared to IA condition. Similarly, Pinzur et al. [5] reported that altering the prosthetic

alignment by 10° in sagittal or frontal planes did not increase the GRF asymmetry. The alterations of prosthetic alignment in these two studies may be less demanding on the intact limb compared to increasing the walking speed. However, in this study, knee maximal flexion and knee total power for K0–K2 power phases increased significantly in intact limbs in the IR uncomfortable condition compared to IA condition. These results suggest that knee kinetics is more sensitive than loading pattern to prosthesis misalignment. Indeed, the GRF pattern during gait reflects the loading features of the whole body. The knee joint is highly involved in shock absorption and body support at the beginning of stance [12,13]. These characteristics may explain the higher sensitivity to prosthesis misalignment compared to the “more global” GRF variable.

In this study, we demonstrated the significant involvement of knee kinetics to the compensatory function of the intact limb in response to induced uncomfortable gait by prosthesis misalignment. This compensation appears to be a common mechanism which applies regardless of the type of the prosthesis. Nevertheless knee kinetics may be influenced by the type of prosthesis. In normal gait, as soon as the foot is flat on the floor the plantarflexors contribute to knee stability and body support [12,13,26]. Thus, in TTA, the passive mechanical properties of the prosthetic foot to resist dorsiflexion and tibial inclination would contribute to influence knee kinetics and the stress distribution at the stump–socket interface during stance phase [27].

4.3. Clinical relevance

The alignment of prosthesis remains mainly an empirical process. The results of this study show the importance of a compensatory mechanism involving knee kinematics and kinetics of the intact limb in relation to prosthesis misalignment. Prosthetists adjust the alignment of prosthesis in TTA, using transverse rotation increments of $2\text{--}3^\circ$, which appears reasonable since 6° of transverse rotation can significantly influence knee dynamics of the intact limb. Real time display of the GRF vector overlaid on 2D video images may be a simple and useful tool to adjust prosthetic alignment. In particular, reducing the asymmetry between prosthetic and intact limbs of the GRF vector trajectory with reference to the knee joint during gait may be of interest [20]. Further studies are needed to evaluate the practical interest of this approach for the prosthetist.

Acknowledgments

The authors acknowledge the financial support of the French Health Ministry (PHRC grant # DGS 2005/0150) and of the Institut Regional de Readaptation de Nancy and thank Mrs. M.-A. Haldric for her technical assistance.

Conflict of interest

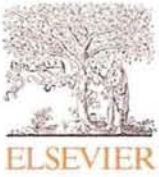
None.

References

- [1] Sanderson DJ, Martin PE. Lower extremity kinematics and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking. *Gait Posture* 1997;6(2):126–36.
- [2] Isakov E, Keren O, Benjuya N. Trans-tibial amputee gait: time–distance parameters and emg activity. *Prosthet Orthot Int* 2000;24(3):216–20.
- [3] Mattes SJ, Martin PE, Royer TD. Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: matching prosthetic and intact limb inertial properties. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81(5):561–8.
- [4] Snyder RD, Powers CM, Fontaine C, Perry J. The effect of five prosthetic feet on the gait and loading of the sound limb in dysvascular below-knee amputees. *J Rehabil Res Dev* 1995;32(4):309–15.
- [5] Pinzur MS, Cox W, Kaiser J, Morris T, Patwardhan A, Vrbos L. The effect of prosthetic alignment on relative limb loading in persons with trans-tibial amputation: a preliminary report. *J Rehabil Res Dev* 1995;32(4):373–7.
- [6] Arya AP, Lees A, Nirula HC, Klenerman L. A biomechanical comparison of the Sach, Seattle and Jaipur feet using ground reaction forces. *Prosthet Orthot Int* 1995;19(1):37–45.
- [7] Zmitrewicz R, Neptune R, Walden J, Rogers W, Bosker G. The effect of foot and ankle prosthetic components on braking and propulsive impulses during transtibial amputee gait. *Arch Phys Med Rehabil* 2006;87:1334–9.
- [8] Engsberg JR, Lee AG, Tedford KG, Harder JA. Normative ground reaction force data for able-bodied and below-knee-amputee children during walking. *J Pediatr Orthop* 1993;13(2):169–73.
- [9] Powers CM, Rao S, Perry J. Knee kinetics in trans-tibial amputee gait. *Gait Posture* 1998;8(1):1–7.
- [10] Nolan L, Wit A, Dudzinski K, Lees A, Lake M, Wychowski M. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait Posture* 2003;17(2):142–51.
- [11] Silver-Thorn MB, Steege JW, Childress DS. A review of prosthetic interface stress investigations. *J Rehabil Res Dev* 1996;33(3):253–66.
- [12] Perry J, editor. *Gait analysis normal and pathological function*, Thorofare, NJ: Charles B. Slack; 1992. p. 524.
- [13] Winter D, editor. *Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. 2nd ed., Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press; 1991.
- [14] Winter DA, Sienko SE. Biomechanics of below-knee amputee gait. *J Biomech* 1988;21(5):361–7.
- [15] Nolan L, Lees A. The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees. *Prosthet Orthot Int* 2000;24(2):117–25.
- [16] Beyaert C, Haumont T, Paysant J, Lascombes P, Andre JM. The effect of inturning of the foot on knee kinematics and kinetics in children with treated idiopathic clubfoot. *Clin Biomech (Bristol Avon)* 2003;18(7):670–6.
- [17] Winter DA, editor. 3rd ed., *Biomechanics and motor control of human movement*, Waterloo, Ontario: John Wiley & Sons Inc.; 2005 p. 325.
- [18] Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 1990;8(3):383–92.
- [19] Gitter A, Czerniecki JM, DeGroot DM. Biomechanical analysis of the influence of prosthetic feet on below-knee amputee walking. *Am J Phys Med Rehabil* 1991;70(3):142–8.
- [20] Chow DH, Holmes AD, Lee CK, Sin SW. The effect of prosthesis alignment on the symmetry of gait in subjects with unilateral transtibial amputation. *Prosthet Orthot Int* 2006;30(2):114–28.
- [21] Yang L, Solomonidis SE, Spence WD, Paul JP. The influence of limb alignment on the gait of above-knee amputees. *J Biomech* 1991;24(11):981–97.
- [22] Winter D. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural and slow cadences. *Clin Orthop Relat Res* 1983;175:147–54.

- [23] Sadeghi H, Allard P, Duhaime PM. Muscle power compensatory mechanisms in below-knee amputee gait. *Am J Phys Med Rehabil* 2001;80(1):25–32.
- [24] Zahedi MS, Spence WD, Solomonidis SE, Paul JP. Alignment of lower-limb prostheses. *J Rehabil Res Dev* 1986;23(2):2–19.
- [25] Fridman A, Ona I, Isakov E. The influence of prosthetic foot alignment on trans-tibial amputee gait. *Prosthet Orthot Int* 2003;27(1):17–22.
- [26] Neptune RR, Zajac FE, Kautz SA. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait Posture* 2004;19(2):194–205.
- [27] Lee WC, Zhang M, Boone DA, Contoyannis B. Finite-element analysis to determine effect of monolimb flexibility on structural strength and interaction between residual limb and prosthetic socket. *J Rehabil Res Dev* 2004;41(6):775–86.

Article soumis au « Journal of Biomechanics »



Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Biomechanics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jbiomech
www.JBiomech.com

Compensatory mechanism involving the hip joint of the intact limb during gait in unilateral trans-tibial amputees

C. Grumillier^a, N. Martinet^a, J. Paysant^a, J.-M. André^a, C. Beyaert^{a,b,*}^a Laboratoire d'analyse du Mouvement, Institut Régional de Réadaptation de Nancy, Centre de Réadaptation Louis Pierquin, 54000 Nancy, France^b Laboratoire de Physiologie, Faculté de Médecine de Nancy, Avenue de la Forêt de Haye, 54500 Vandœuvre-les-Nancy, France

ARTICLE INFO

Article history:

Accepted 27 July 2008

Keywords:

Below-knee amputee

Hip

Dynamics

Gait

Compensation

ABSTRACT

Hip dynamics in the intact limb during the beginning of stance phase in unilateral trans-tibial amputees (TTA) was studied to evaluate its contribution to compensatory function. We hypothesized (1) an increase in hip total work during H1 power phase (0–30% of gait cycle) including an initial negative phase and (2) an intensification of the hip work in response to uncomfortable gait induced by prosthesis misalignment. Three-dimensional gait analysis was conducted in 17 unilateral TTA and 15 healthy subjects walking at the same self-selected speed in three prosthetic alignments: initial alignment (IA); IA altered either by 6° of internal rotation (IR) or by 6° of external rotation. Patients reported best comfort of gait in IA condition and discomfort mainly in IR condition. During the H1 power phase, in intact limbs a consistent initial flexion movement of the hip (0–8% gait cycle) was associated to negative work and was followed by hip extension and positive work whereas in both prosthetic and control limbs only hip extension and positive work occurred (except in one healthy individual). Absolute value of hip work during H1 phase was significantly higher in intact and prosthetic limbs compared to control limbs in IA condition and was further significantly increased in IR condition only in intact limbs demonstrating a compensatory function of the latter. In intact limbs, early hip negative work contributed to energy absorption in addition to the knee joint probably to compensate the lower energy absorption exerted by the prosthetic limbs.

© 2008 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Unilateral trans-tibial amputees (TTA) are asymmetrical in their body weight loading when walking. They load their intact limb more than their prosthetic limb (Arya et al., 1995; Pinzur et al., 1995; Snyder et al., 1995; Sanderson and Martin, 1997; Zmitrewicz et al., 2006) and than able-bodied persons (Engsberg et al., 1993) suggesting a compensatory mechanism involving the intact limb (Engsberg et al., 1993).

During the first half of stance phase, the lower limb is involved to accept the body weight, to absorb part of the body kinetic energy and to propel forward and upward the body centre of mass (Eng and Winter, 1995; Perry, 1992; Zajac et al., 2003). The knee is particularly involved during this phase with the related K0–K2 power phases (Perry, 1992; Eng and Winter, 1995; Zajac et al., 2003). In unilateral TTA, it has been reported that knee total work during the K0–K2 power phases was reduced in the prosthetic

limb (Winter and Sienko, 1988; Sanderson and Martin, 1997; Powers et al., 1998; Beyaert et al., 2008) and increased in the intact limb (Nolan and Lees, 2000; Beyaert et al., 2008) which suggested protective and compensatory mechanisms, respectively. The hip joint and hip extensors are involved during the related H1 positive power phase in trunk support and forward and upward propelling (Perry, 1992; Eng and Winter, 1995; Zajac et al., 2003). In unilateral TTA, an above-normal energy generation during the H1 power phase has been reported in the prosthetic limb suggesting to compensate the lack of energy generation by the ankle plantarflexors (Winter and Sienko, 1988; Gitter et al., 1991). However, no specific study of three-dimensional hip dynamics in the intact limb has been reported during the first half of stance phase to our knowledge. Underwood et al. (2004) reported higher peak of H1 sagittal power in intact limbs than in prosthetic limbs, but no statistics compared both groups. Colborne et al. (1992) mentioned similar H1 sagittal power phase profile in both the prosthetic and intact limbs except for a short absorptive phase at heel strike only in the intact limb. Most of the normative data of hip dynamics in literature displayed high variability of hip total (or sagittal) power at the beginning of stance, implying that negative work occurred in some normal subjects (Winter and Sienko, 1988; Ounpuu et al., 1991; Eng and

* Corresponding author at: Laboratoire d'analyse du Mouvement, Institut Régional de Réadaptation de Nancy, Centre de Réadaptation Louis Pierquin, 54000 Nancy, France. Tel.: +33 383 529 822; fax: +33 383 529 869.

E-mail address: christian.beyaert@medecine.uhp-nancy.fr (C. Beyaert).

Winter, 1995). The goal of this study was to specifically assess hip dynamics in the intact limb during the first half of stance phase in unilateral TTA to evaluate its contribution to the compensatory function of the intact limb. We hypothesized an increase in hip total work during H1 total power phase in the intact limb including an initial negative phase (Colborne et al., 1992). To further demonstrate the compensatory function of this hip dynamics we hypothesized an additional increase in this hip work in response to uncomfortable gait induced by a prosthetic foot misalignment in transverse plane. The present report focused on hip dynamics, whereas previous results about knee dynamics have been reported from the same study (Beyaert et al., 2008).

2. Methods

2.1. Subjects

The purpose of the investigation, which received the approval of the District Human Ethics Committee, was explained to 15 normal subjects and to 17 patients. Post-traumatic unilateral TTA who gave informed consent were enrolled during a continuous period of time regardless of the type of prosthesis (2 rigid feet (SACH) and 15 energy storage and return feet: 2 Multiflex ERF[®], 1 Variflex[®], 1 Sureflex[®], 4 Flexwalk[®], 2 C-Walk 1C40[®], 2 Cadence HP[®] and 3 Reflex[®]). The level of amputation was within the upper third ($n = 11$), the medium third ($n = 2$) or the lower third of the tibia ($n = 4$). The socket was made of silicone ($n = 8$) or other materials ($n = 9$). The patients wore their prosthesis for more than 1 year. The delay after amputation was 1–59 years (16.7 ± 17.6 years, $n = 17$). The exclusion criteria were: the use of any walking assistive device, stump pain or tenderness, any cardiovascular, neurological or musculoskeletal abnormalities influencing gait. The control group of 15 healthy subjects was matching the TTA group for age, height and leg length (see Table 1). Leg length was defined as the length between the anterior superior iliac spine and the internal malleolus (or equivalent location for the prosthesis) in standing posture.

2.2. Experimental protocol

A three-dimensional gait analysis was done for each participant using an optoelectronic device (Vicon 370, Vicon Motion Systems, OMG plc, Oxford, UK) and force platforms (Advanced Medical Technology, Inc., Watertown, MA, USA). Patients and controls, wearing their usual shoes, were instructed to walk at a self-selected speed down a 10 m walkway. Patients walked first at a self-selected velocity with their usual prosthesis initial alignment (IA). The prosthetic foot was then internally (IR) or externally (ER) rotated by 6° in random order. The transverse rotation of the foot with reference to the socket was achieved on the pylon by the same prosthetist: he rotated the foot placed upon a large protractor laying on the ground which included the three angular references (IA, IA+6°, IA–6°), while the patient was sitting and the socket was at hold. Usually, the prosthetist rotates the foot by 2–3° increments when adjusting the prosthesis according to the patient's comments. Therefore, to induce a significant foot transverse rotation we decided to alter it by 6°, which is twice as much as the usual increment. In both the IR and ER conditions, the patients spent 5 min to walk freely in order to accommodate the prosthetic changes (Chow et al., 2006; Yang et al., 1991). Then, they were asked to walk at the same velocity as in IA condition and to classify the gait comfort in the 3 conditions of prosthetic alignment.

2.3. Data analysis

Lower limb dynamics were calculated using the Vicon Plug-in Gait model based on the conventional gait model (Baker, 2006) developed in the early 1990s

Table 1
Anthropometric measurements

	TTA group ($n = 17$)	Control group ($n = 15$)
Age (yr)	46 (16)	45 (17)
Height (cm)	175.6 (8)	171.5 (6.6)
Weight (kg)	82.2 (13.7)	77.4 (10.3)
Leg length (cm)	$P: 92.6 (6.3)$ $I: 91.9 (4.8)$ $\Delta P-I = 0.44 (1.17)$	91.1 (5.4)

TTA = trans-tibial amputee; P = prosthetic limb, I = intact limb, $\Delta P-I$ = individual difference between P and I ; values are mean (SD).

(Kadaba et al., 1990; Davis et al., 1991). Foot progression angle, which is defined as the transversal angle between the line of progression and the longitudinal axis of the foot, was measured at maximal knee flexion to assess the effect of prosthetic IR and ER during gait.

As power is a scalar quantity, the decomposition of the power on 3 axes remains questionable from a mechanical point of view (Dumas and Cheze, 2008). Therefore we presented hip total power and related total work. Nevertheless, the major portion of hip dynamics during gait is performed in the sagittal plane (Eng and Winter, 1995; Sadeghi et al., 2004; Winter, 2005), since the goal of locomotion is to support the body against gravity while generating movements which propel the body forward in the plane of progression. Thus, we presented hip kinematics only in the sagittal plane, as it was the relevant plane to more easily interpret the observed modification of hip power. During normal gait, hip extension occurs from initial contact and is associated to an internal hip extension moment and related positive H1 power phase (Winter, 2005). However, in this study, a consistent phenomenon occurred in the TTA group on the intact limb side during the first half of gait cycle: from initial contact, the hip moved to flexion then to extension and was, respectively, associated to negative and positive total power phase (see Figs. 1 and 2). We named the first negative power phase H1a and the remaining positive power phase H1b. The averaged period of time of H1a phase (0–8% of gait cycle) and H1b phase (8–30% of gait cycle) in intact limbs group in IA condition served as a fixed period of time for inter-conditions and -groups comparisons. The following hip kinematic variables were measured: maximal hip flexion and the time of its occurrence, hip sagittal range of motion (ROM) during H1a and H1b periods of time.

Hip extensor angular impulse, which quantifies the total contribution of the extensor moment to the movement carried out, was obtained by time integration of the hip extensor moment during H1 phase.

Mechanical work done at the hip joint was obtained by time integration of the hip total power as

$$\text{mechanical work} = \int_{t_1}^{t_2} P dt \quad (1)$$

where P is the positive or negative hip power and t_1 and t_2 define the duration of either H1a or H1b phases. In addition to total work calculated at H1a and H1b phases (see Fig. 1), the total work at H1 phase was obtained by summing the absolute value of work over both the H1a and H1b phases. The last calculation allowed considering the hip total work throughout the H1 phase, without taking into account the quality of work, i.e. either to decelerate or to accelerate hip motion, since continuous work is exerted by the hip joint whatever its effect on hip motion. Three gait cycles were averaged within each subject, in the control group using the right limb and in the prosthetic and intact limbs groups in each condition of prosthesis alignment.

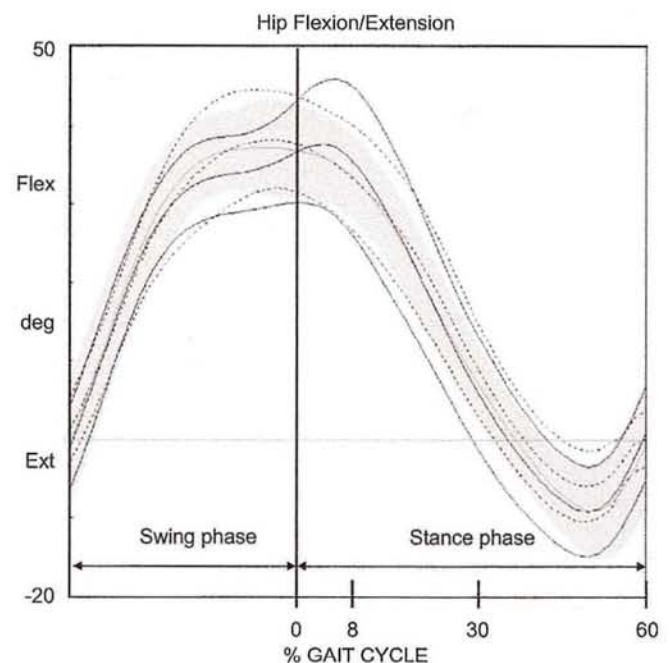


Fig. 1. Hip flexion/extension during gait in IA condition in the intact limbs group ($n = 17$, black solid lines), the prosthetic limbs group ($n = 17$, black dotted lines) and the control group ($n = 15$, grey corridor). Mean and mean ± 1 SD are depicted.

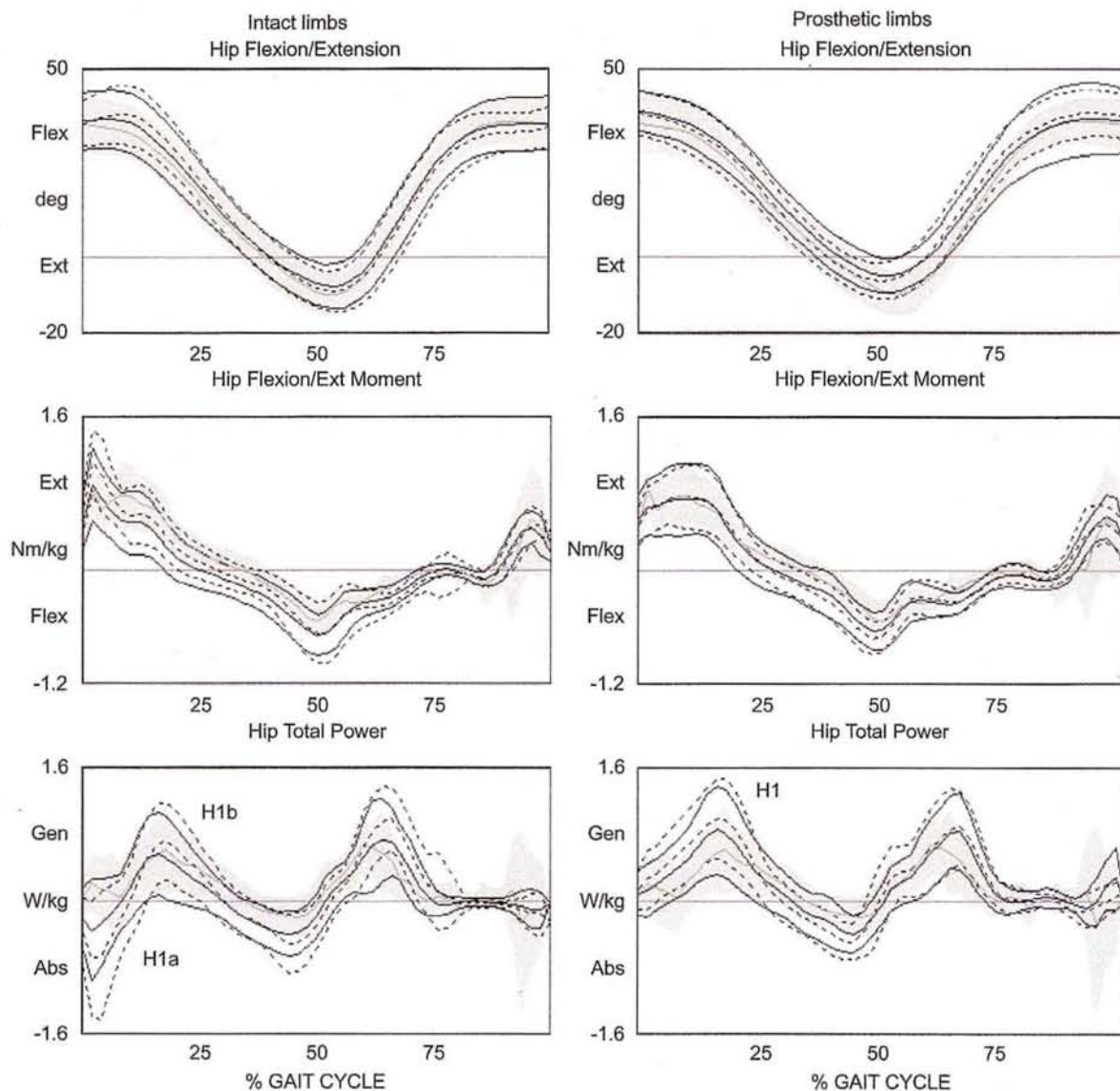


Fig. 2. Hip dynamics in the TTA intact and prosthetic limbs groups ($n = 17$, black lines) and in the control group ($n = 15$, grey corridor). Solid lines: initial alignment condition; dotted lines: internal rotation condition; mean and mean ± 1 SD are depicted. H1, H1a, H1b: see comments in text.

2.4. Statistical analysis

Data comparisons were made between the prosthetic and intact limbs groups in each condition and between the former groups and control group using, respectively, paired and unpaired Student *t*-test. Analysis of variance (ANOVA) with a single factor and repeated measures and Fischer a posteriori tests were used to compare the conditions with each other for each limb of TTA group (prosthetic and intact). The criterion for significance was $p < 0.05$. All values are reported as mean \pm one standard deviation (SD).

3. Results

3.1. Gait comfort

Among the 17 patients: 14 reported the IR condition as clearly less comfortable (disagreeable, tiring or unsteady gait) than both IA and ER conditions and ER condition as equally comfortable ($n = 7$) or slightly less comfortable ($n = 7$) than IA condition; the remaining 3 patients reported the ER condition as less comfor-

table than IR condition which in turn was less comfortable than IA condition.

3.2. Foot progression angle

The foot progression angle in the prosthetic limbs group was significantly more internal ($7 \pm 8^\circ$) in IR condition and more external ($-12 \pm 6^\circ$) in ER condition than in IA condition ($-3 \pm 5^\circ$). The foot progression angles of the prosthetic limbs in ER condition ($-12 \pm 6^\circ$), of the intact limbs group in the three conditions ($-8 \pm 9^\circ$ to $-9 \pm 9^\circ$) and of the control group ($-8 \pm 4^\circ$) did not differ significantly between them.

3.3. Spatio-temporal parameters

Walking speed and cadence did not differ between conditions in the TTA group and between the TTA and control groups (see Table 2). This stable walking speed allowed us to compare the

dynamic variables (Winter, 1983). Stance phase duration was significantly higher in intact limbs compared to both prosthetic and control limbs and single support duration was significantly higher in intact limbs than in prosthetic limbs. In prosthetic limbs, single support duration decreased significantly in IR compared to IA condition.

3.4. Hip dynamics

In the intact limbs group, the hip joint consistently moved in flexion during the initial period of stance phase and reached a peak of flexion at approximately 8% of gait cycle in all conditions (Figs. 1 and 2, Table 3). On the contrary, in the prosthetic limbs group and control group, the peak of hip flexion occurred approximately at 92% of gait cycle during the oscillation phase and was followed by a hip extension throughout the first half of stance phase. In IA condition, the hip maximal flexion was of similar value in all three groups. In the intact limbs group, the initial hip flexion during H1a phase was followed by a large extension movement during H1b phase significantly larger than in prosthetic limbs group and control group. Thus, in IA condition,

hip flexion value in intact limbs group compared to prosthetic limbs group and control group was significantly higher at 8% of gait cycle ($41 \pm 7^\circ$ versus $33 \pm 7^\circ$ and $33 \pm 7^\circ$, respectively, $p < 0.01$) and not significantly different at 30% of gait cycle ($13 \pm 7^\circ$ versus $11 \pm 5^\circ$ and $11 \pm 5^\circ$, respectively).

Extensor angular impulse was similar in the three groups. Total work values during H1 phase (H1a+H1b phases) as well as during H1a phase in both prosthetic and intact limbs groups were similar and significantly higher than in control group. However, the quality of total work during H1a phase differed between prosthetic and intact limbs groups since it was positive and negative, respectively.

No significant correlation was found between the kind of prosthesis or the delay from surgery and any of the hip variables. The hip dynamic pattern described in the intact limbs group, characterized by an initial flexion and associated negative work, was also found bilaterally in one of the 15 control subjects. In the uncomfortable IR condition compared to IA condition, hip variables did not change significantly within the prosthetic limbs group whereas several hip variables increased significantly in the intact limbs group: maximal flexion, sagittal ROM during H1a phase and total work during H1, H1a and H1b phases. In addition,

Table 2
Gait spatio-temporal parameters

	TTA group (n = 17)						Control group (n = 15)
	Prosthetic limb			Intact limb			
	IA	IR	ER	IA	IR	ER	
Walking speed (m/s)	1.36 (0.20)	1.35 (0.18)	1.34 (0.20)	1.36 (0.20)	1.34 (0.18)	1.35 (0.20)	1.39 (0.17)
Cadence (steps/min)	109 (8)	108 (8)	109 (8)	109 (8)	109 (8)	108 (8)	112 (7)
Stride length (m)	1.51 (0.19)	1.50 (0.18)	1.47 (0.19)	1.51 (0.18)	1.50 (0.19)	1.50 (0.20)	1.49 (0.15)
Single support phase (s)	0.42 (0.03)	0.40*** (0.04)	0.41 (0.04)	0.44* (0.03)	0.44* (0.03)	0.44* (0.03)	0.42 (0.04)
Stance phase (% of gait cycle)	61 (1)	60 (2)	61 (2)	63*** (2)	64*** (2)	64*** (2)	61 (2)

TTA = trans-tibial amputee; IA = initial alignment. IR = internal rotation. ER = external rotation; values are means (SD).

* $p < 0.05$ versus prosthetic limbs.

** $p < 0.05$ versus control group.

*** $p < 0.05$ versus IA.

Table 3
Hip dynamics at the beginning of stance phase

	TTA group (n = 17)						Control group (n = 15)
	Prosthetic limb			Intact limb			
	IA	IR	ER	IA	IR	ER	
Sagittal ROM during H1a phase (deg) positive if toward flexion	-4.9* (1.7)	-5.0* (1.8)	-4.2* (1.5)	3.0* (1.9)**	4.6*** (2.5)**	3.2* (2.5)**	-2.3 (1.6)
Sagittal ROM during H1b phase (deg) positive if toward flexion	-22.2 (4.8)	23.1 (5.2)	-21.7 (4.2)	-27.8* (3.0)**	-28.3* (4.8)**	-26.7* (4.1)**	-21.3 (4.0)
Maximal flexion (deg)	40.2 (7.1)	39.9 (8.3)	39.7 (5.5)	41.1 (6.7)	42.7*** (5.8)	41.1 (6.9)	38.8 (4.6)
Maximal flexion occurrence (% of gait cycle)	92.3* (4.8)	92.5* (4.1)	92.6* (4.6)	7.8* (1.3)**	8.1* (1.3)**	8.5* (1.9)**	91.7 (4.0)
Extensor angular impulse (N cm s/kg)	17 (8)	18 (10)	16 (8)	18 (7)	15 (5)	15 (8)	20 (13)
Total work in H1a phase ^a absolute value (J/kg*100)	4.4* (2.5)	4.1* (2.6)	3.9* (2.5)	5.9* (3.2)	6.3*** (3.0)**	5.9* (3.5)	3.0 (1.7)
Total work in H1b phase (J/kg*100)	11.9 (4.3)	12.2* (4.7)	9.3 (5.2)	10.1 (5.0)	14.1*** (4.2)**	9.9 (4.8)	11.3 (3.1)
Total work in H1 phase absolute value (J/kg*100)	17.1* (6.0)	17.3* (6.3)	14.7 (6.6)	16.9* (8.4)	21.9*** (7.5)**	15* (9.1)	14.2 (4.9)

TTA = trans-tibial amputee; IA = initial alignment, IR = internal rotation, ER = external rotation; ROM = range of motion; values are mean (SD). The periods of time of H1a and H1b power phases were 0–8% and 8–30% of gait cycle, respectively.

* $p < 0.05$ versus controls.

** $p < 0.05$ versus prosthetic limbs.

*** $p < 0.05$ versus IA.

^a Note that negative work occurred in H1a phase in intact limbs group.

in IR condition, the total work during H1, H1a and H1b phases were significantly higher in intact limbs group than in prosthetic limbs group.

In the ER condition, on the contrary, no significant change occurred compared to IA condition in both TTA subgroups.

4. Discussion

In unilateral TTA, hip total work during H1 power phase in intact limbs was significantly increased compared to control limbs and displayed a particular pattern since it included initial negative work related to hip flexion. In the uncomfortable IR condition, hip work during H1 phase was further increased compared to IA condition, in intact limbs but not in prosthetic limbs.

The initial movement of hip flexion occurring in intact limbs was the only consequence of the shift of maximal hip flexion from the oscillation phase to the beginning of stance phase, whereas the magnitude of maximal hip flexion did not change across groups (Fig. 1). This hip flexion in intact limbs was associated to an initial period of negative power (H1a) since hip extensor moment remained positive as in controls (Fig. 2).

Initial hip flexion and negative work occurred bilaterally in one healthy individual in this study. Most of normative data of hip dynamics reported in literature displayed high variability of hip total (or sagittal) power or work at initial period of stance, implying that negative work occurred in some normal subjects (Winter and Sienko, 1988; Ounpuu et al., 1991; Eng and Winter, 1995). This initial hip negative work when happened was associated to initial hip movement of flexion since hip extensor moment was consistently positive. Zmitrewicz et al. (2007) introduced an initial movement of hip flexion at stance in their dynamical simulation for amputees and non-amputees in accordance with experimental data of non-amputees.

Hip negative work at initial period of stance contributed to absorb part of the body kinetic energy during gait. During gait, potential energy is first transferred into kinetic energy which, in turn, is partly absorbed by the muscles at the subsequent foot contact. Hip negative work occurring consistently at initial stance has been described during downslope walking (Lay et al., 2006, 2007; Vickers et al., 2008) or when stepping down an elevation in ongoing gait (van Dieen et al., 2007) or during stair descent (McFadyen and Winter, 1988; Riener et al., 2002), in which a higher potential energy has to be dissipated than during level walking. An initial movement of hip flexion was associated to hip negative work during downslope walking (Lay et al., 2006, 2007; Vickers et al., 2008) or when stepping down an elevation in ongoing gait (van Dieen et al., 2007) and has been described as well at high speed walking (Sasaki and Neptune, 2006; Segers et al., 2007). In all the previously described conditions, higher energy absorption was needed following foot contact and probably explained the hip joint contribution. In stair descent, in which kinetic energy is almost completely absorbed by muscles, the three hip, knee and ankle joints contribute largely to energy absorption (McFadyen and Winter, 1988; Riener et al., 2002). In the intact limb of unilateral TTA, the hip joint was involved to share energy absorption exerted by the knee joint at the beginning of stance (Nolan and Lees, 2000; Beyaert et al., 2008), probably to compensate the reduction in energy absorption exerted by the prosthetic limb (Winter and Sienko, 1988; Sanderson and Martin, 1997; Powers et al., 1998; Beyaert et al., 2008). In the prosthetic limbs, total work during H1 phase and in particular during H1a phase increased as well but it generated energy probably to compensate the negligible energy generation occurring at the prosthetic foot during push-off (Winter and Sienko, 1988; Gitter et al., 1991).

The involvement of the hip joint of the intact limb in energy absorption during loading response suggests a feed forward neural mechanism since it starts at the initial period of stance. The neural mechanism to induce this change in hip function seems to be simple since the peak of hip flexion was merely shifted from the end of swing phase to the beginning of stance phase. In addition, the consecutive hip pattern has energetic advantages since the metabolic cost of negative work is lower than of equal level of positive work and part of the energy stored during negative work is returned during the following positive work (Winter, 2005).

The IR condition in prosthetic limbs, clearly less comfortable during gait than IA condition, was associated with an internal foot progression angle ($7^{\circ}(8)$) which was more internal than the internal limit of acceptable foot progression angle (4° which equals to mean+2 S. D.) in TTA (Zahedi et al., 1986). Internal foot progression angle would tend to increase knee total work at the beginning of stance as reported for clubfoot deformation (Beyaert et al., 2003). On the contrary, knee total work did not change between IR and IA conditions in prosthetic limbs as previously reported (Beyaert et al., 2008) and was suggested to limit constraints applied on stump-socket interface since the IR condition may add transverse rotational moment and stress on stump-socket interface (Lee et al., 2004). In the uncomfortable IR condition, total work in H1, H1a and H1b phases in intact limbs increased compared to IA condition and compared to prosthetic limbs in IR condition (Table 3). This result suggested strongly a compensatory mechanism involving the hip of the intact limb. It included in IR condition hip energy generation during H1b phase maybe to partly compensate the low-energy generation occurring at the prosthetic foot during push-off (Winter and Sienko, 1988; Gitter et al., 1991).

In ER condition in the prosthetic limbs, the foot progression angle did not differ significantly from intact and control limbs and was closed to normal ranges ($6^{\circ}(5)$ – $11^{\circ}(5)$) described in TTA (Zahedi et al., 1986; Fridman et al., 2003). Most of the amputees described their gait as equally or slightly less comfortable than in IA condition. The absence of any significant change in the studied variables was likely related to the acceptable values of the foot progression angle.

The hip flexion and related negative work described at the beginning of stance in intact limb was a consistent compensatory mechanism in unilateral TTA. This hip strategy is involved as well in various motor activities requesting higher energy absorption after foot contact than during normal speed level walking. In our practice, we could observe this hip dynamics pattern in patients with orthopaedic or neuro-orthopaedic abnormalities. Detection of such a hip strategy during pathological gait may be of interest to improve the understanding about primary abnormalities and compensatory mechanisms.

Conflict of interest statement

None.

Acknowledgments

The authors acknowledge the financial support of the French Health Ministry (PHRC grant #DGS 2005/0150) and of the Institut Regional de Readaptation de Nancy and would like to express their thanks to Mrs. M.A. Haldric for her technical assistance.

References

- Arya, A.P., Lees, A., Nirula, H.C., Klenerman, L., 1995. A biomechanical comparison of the SACH, Seattle and Jaipur feet using ground reaction forces. *Prosthetics and Orthotics International* 19, 37–45.
- Baker, R., 2006. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 3, 4.
- Beyaert, C., Haumont, T., Paysant, J., Lascombes, P., Andre, J.M., 2003. The effect of turning of the foot on knee kinematics and kinetics in children with treated idiopathic clubfoot. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 18, 670–676.
- Beyaert, C., Grumillier, C., Martinet, N., Paysant, J., Andre, J.M., 2008. Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees. *Gait and Posture* 28, 278–284.
- Chow, D.H., Holmes, A.D., Lee, C.K., Sin, S.W., 2006. The effect of prosthesis alignment on the symmetry of gait in subjects with unilateral transtibial amputation. *Prosthetics and Orthotics International* 30, 114–128.
- Colborne, G.R., Naumann, S., Longmuir, P.E., Berbrayer, D., 1992. Analysis of mechanical and metabolic factors in the gait of congenital below knee amputees. A comparison of the SACH and Seattle feet. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation/Association of Academic Physiatrists* 71, 272–278.
- Davis, R.B., Ounpuu, S., Tyburski, D., Gage, J.R., 1991. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science* 10, 575–587.
- Dumas, R., Cheze, L., 2008. Hip and knee joints are more stabilized than driven during the stance phase of gait: an analysis of the 3D angle between joint moment and joint angular velocity. *Gait and Posture* 28, 243–250.
- Eng, J.J., Winter, D.A., 1995. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? *Journal of Biomechanics* 28, 753–758.
- Engsberg, J.R., Lee, A.G., Tedford, K.G., Harder, J.A., 1993. Normative ground reaction force data for able-bodied and below-knee-amputee children during walking. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 13, 169–173.
- Fridman, A., Ona, I., Isakov, E., 2003. The influence of prosthetic foot alignment on trans-tibial amputee gait. *Prosthetics and Orthotics International* 27, 17–22.
- Gitter, A., Czerniecki, J.M., DeGroot, D.M., 1991. Biomechanical analysis of the influence of prosthetic feet on below-knee amputee walking. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation/Association of Academic Physiatrists* 70, 142–148.
- Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E., 1990. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research* 8, 383–392.
- Lay, A.N., Hass, C.J., Gregor, R.J., 2006. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics* 39, 1621–1628.
- Lay, A.N., Hass, C.J., Richard Nichols, T., Gregor, R.J., 2007. The effects of sloped surfaces on locomotion: an electromyographic analysis. *Journal of Biomechanics* 40, 1276–1285.
- Lee, W.C., Zhang, M., Boone, D.A., Contoyannis, B., 2004. Finite-element analysis to determine effect of monolimb flexibility on structural strength and interaction between residual limb and prosthetic socket. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 41, 775–786.
- McFadyen, B.J., Winter, D.A., 1988. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics* 21, 733–744.
- Nolan, L., Lees, A., 2000. The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International* 24, 117–125.
- Ounpuu, S., Gage, J.R., Davis, R.B., 1991. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 11, 341–349.
- Perry, J. (Ed.), 1992. *Gait Analysis, Normal and Pathological Function*. Charles B. Slack, Thorofare, NJ, p. 524.
- Pinzur, M.S., Cox, W., Kaiser, J., Morris, T., Patwardhan, A., Vrbos, L., 1995. The effect of prosthetic alignment on relative limb loading in persons with trans-tibial amputation: a preliminary report. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 32, 373–377.
- Powers, C.M., Rao, S., Perry, J., 1998. Knee kinetics in trans-tibial amputee gait. *Gait and Posture* 8, 1–7.
- Riener, R., Rabuffetti, M., Frigo, C., 2002. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait and Posture* 15, 32–44.
- Sadeghi, H., Prince, F., Zabjek, K.F., Labelle, H., 2004. Simultaneous, bilateral, and three-dimensional gait analysis of elderly people without impairments. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 83, 112–123.
- Sanderson, D.J., Martin, P.E., 1997. Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking. *Gait and Posture* 6, 126–136.
- Sasaki, K., Neptune, R.R., 2006. Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed. *Gait and Posture* 23, 383–390.
- Segers, V., Lenoir, M., Aerts, P., De Clercq, D., 2007. Kinematics of the transition between walking and running when gradually changing speed. *Gait and Posture* 26, 349–361.
- Snyder, R.D., Powers, C.M., Fontaine, C., Perry, J., 1995. The effect of five prosthetic feet on the gait and loading of the sound limb in dysvascular below-knee amputees. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 32, 309–315.
- Underwood, H.A., Tokuno, C.D., Eng, J.J., 2004. A comparison of two prosthetic feet on the multi-joint and multi-plane kinetic gait compensations in individuals with a unilateral trans-tibial amputation. *Clinical Biomechanics* 19, 609–616.
- van Dieen, J.H., Spanjaard, M., Konemann, R., Bron, L., Pijnappels, M., 2007. Balance control in stepping down expected and unexpected level changes. *Journal of Biomechanics* 40, 3641–3649.
- Vickers, D.R., Palk, C., McIntosh, A.S., Beatty, K.T., 2008. Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: a biomechanical analysis. *Gait and Posture* 27, 518–529.
- Winter, D., 1983. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural and slow cadences. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 175, 147–154.
- Winter, D.A., 2005. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley, Waterloo, Ontario, p. 325.
- Winter, D.A., Sienko, S.E., 1988. Biomechanics of below-knee amputee gait. *Journal of Biomechanics* 21, 361–367.
- Yang, L., Solomonidis, S.E., Spence, W.D., Paul, J.P., 1991. The influence of limb alignment on the gait of above-knee amputees. *Journal of Biomechanics* 24, 981–997.
- Zahedi, M., Spence, W., Solomonidis, S., Paul, J., 1986. Alignment of lower-limb prostheses. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 23, 2–19.
- Zajac, F.E., Neptune, R.R., Kautz, S.A., 2003. Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait and Posture* 17, 1–17.
- Zmitrewicz, R., Neptune, R., Walden, J., Rogers, W., Bosker, G., 2006. The effect of foot and ankle prosthetic components on braking and propulsive impulses during transtibial amputee gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 87, 1334–1339.
- Zmitrewicz, R.J., Neptune, R.R., Sasaki, K., 2007. Mechanical energetic contributions from individual muscles and elastic prosthetic feet during symmetric unilateral transtibial amputee walking: a theoretical study. *Journal of Biomechanics* 40, 1824–1831.

Résumé

Cette étude a pour objectif principal la description de mécanismes d'adaptation impliquant le membre inférieur sain au cours de la marche en fonction de différents réglages de la prothèse. Une analyse tridimensionnelle de la marche, incluant la cinétique du genou et de la hanche en première moitié d'appui, a été réalisée chez 15 sujets témoins et 17 patients amputés tibiaux unilatéraux dans trois conditions de rotation transverse du pied prothétique : alignement initial (AI) ; alignement initial modifié de 6° en rotation externe ou de 6° en interne (RI). Les patients ont rapporté la marche la plus confortable en condition AI et la moins confortable en condition RI. En condition AI, lors de la mise en charge, le travail total exercé par le genou du membre sain est significativement supérieur à celui exercé par le membre prothétique et par le groupe témoin et le travail exercé par la hanche du côté sain est supérieur par rapport au groupe témoin. Il en résulte que le travail total sommé des deux articulations principales du membre inférieur sain est significativement supérieur à celui exercé par le membre prothétique et le groupe témoin. En condition inconfortable RI, le travail total exercé par le genou et la hanche du membre sain est davantage augmenté par rapport à la condition AI ayant pour conséquence l'augmentation de l'asymétrie dynamique entre les deux membres inférieurs. Ces résultats suggèrent une fonction de compensation du membre sain en réponse à la modification d'un alignement de la prothèse. Cette étude ouvre la perspective d'une exploration simplifiée de la dynamique des genoux qui pourrait constituer un outil utilisable pour régler les prothèses.

Mots clés: Amputé trans-tibial, Alignement prothétique, Membre inférieur, Analyse quantifiée de la marche, Cinétique, Contrôle moteur.

Abstract

The aim of this study was to describe adaptive mechanisms involving the intact limb during gait according to different prosthetic alignments. Three-dimensional gait analysis was conducted in 15 healthy subjects and 17 unilateral transtibial amputees in three conditions of prosthetic foot transverse rotation: initial alignment; initial alignment (IA) altered either by 6° of external rotation or by 6° of internal rotation (IR). Patients reported best comfort of gait in IA condition and discomfort in IR condition. In IA condition, during loading response of the intact limb, total knee work was increased compared to prosthetic limb and control group and total hip work was increased compared to control group. In addition, the sum of the total work exerted by the knee and hip joints in the intact limb was higher than in the prosthetic limb and in the control group. In uncomfortable IR condition, the total work exerted by the knee and the hip of the intact limb was further increased compared to IA condition, as well as the inter-limb dynamic asymmetry. These results suggest compensatory function of the intact limb in response to alteration of prosthetic alignment. This study opens the perspective of a simplified assessment of knee dynamics which in the process of adjusting prostheses.

Key words: Transtibial amputee, Prosthetic alignment, Lower limb, Gait analysis, Kinetics, Motor control.