Les appareillages de dernière génération : la recherche au service du handicap

X. Drevelle[a], J. Bascou[a], D. Azoulay[a], H. Pillet[b], F. Lavaste[b], P. Fodé[a]

a Institution nationale des Invalides, Centre d'études et de recherche sur l'appareillage des handicapés (CERAH), BP 50719 – 57147 Woippy Cedex.
b Arts et Métiers ParisTech – Laboratoire de biomécanique, 151 boulevard de l'Hôpital – 75013 Paris.

Résumé

Les personnes amputées de membre inférieur doivent faire face à des situations de marche plus complexes que la marche sur sol horizontal telles que la montée et descente des escaliers, des pentes et la marche sur devers. L'appareillage et la rééducation des patients amputés visent à garantir une autonomie de déplacement dans l'ensemble des situations de la vie courante. Les composants prothétiques actuels permettent de restaurer les fonctions nécessaires à la marche sur sol horizontal. Les nouvelles technologies contribuent à l'amélioration de leurs fonctionnalités. Cependant peu d'entre eux sont capables de faciliter la marche dans des situations complexes. L'objectif de la recherche menée au Centre d'études et de recherche sur l'appareillage des handicapés est d'améliorer la compréhension des fonctions à restaurer pour ces situations contraignantes. L'analyse de la marche de sujets amputés et de sujets asymptomatiques permet la quantification par des paramètres biomécaniques des adaptations à chaque situation. Les résultats attendus visent à améliorer les composants prothétiques et les protocoles de rééducation afin de garantir une autonomie maximum aux personnes amputées de membre inférieur.

Mots-clés : Analyse de la marche. Membre inférieur. Personne amputée. Prothèse. Rééducation.

Abstract
LATEST GENERATION OF PROSTHETICS: RESEARCH AT THE SERVICE OF THE DISABLED.

Lower limb amputees are faced with complex walking situations on a daily basis, such as stairs, cross-slopes or ramp ambulation. Prosthetic fitting and rehabilitation aim at providing amputees with the walking independence they need. Prosthetics succeed in restoring functions for level walking. New technologies contribute to the improvement of prosthetics functions. Few of them allow walking in challenging situations. The research performed at CERAH aims at improving the understanding of the functions which must be restored in these situations. Gait analysis of able and amputee people allows the quantification of each locomotion strategy using biomechanical parameters. Expected results should improve prosthetic and rehabilitation programs and give amputees a better walking independence in their daily lives.

Keywords: Gait analysis. Lower limb. Person with amputation. Prosthetics. Rehabilitation.

DOSSIER

Introduction

Le nombre de personnes amputées de membre inférieur en France peut être estimé à 100 000, même s'il n'existe pas de données chiffrées récentes. En 2005, d'après le Programme de médicalisation des systèmes d'information, 7 825 nouveaux cas de personnes amputées ont été recensés. Les causes d'une amputation peuvent être multiples : tumorales, vasculaires ou traumatiques (en particulier pour les blessés militaires en opérations extérieures). L'amputation de membre inférieur (transfémorale ou transtibiale) est une déficience définitive qui retentit sur la fonction locomotrice et plus généralement sur la qualité de vie. Suite à l'amputation, l'équipe pluridisciplinaire de réadaptation accompagne le patient durant sa rééducation et son appareillage. Le premier objectif est alors de le remettre debout, de le rééduquer à la marche et lui faire recouvrer une autonomie de déplacement suffisante pour son retour à domicile et faire face aux situations de la vie courante. Afin de limiter au maximum les restrictions de participation du patient pour qu'il puisse exercer les mêmes activités qu'une personne valide – par exemple marcher sur terrain accidenté et faire du sport – des protocoles de rééducation et des appareillages de plus en plus performants sont nécessaires.

X. DREVELLE, J. BASCOU, D. AZOULAY, H. PILLET, F. LAVASTE, P. FODÉ. X. DREVELLE, J. BASCOU, D. AZOULAY, orthoprothésiste, H. PILLET, maître de conférences, F. LAVASTE, professeur émérite, P. FODÉ.
Correspondance : X. DREVELLE, Institution nationale des Invalides – CERAH (Antenne de Créteil), 47, Rue de l'Echat – 94000 Créteil.
E-mail : xavier.drevelle@invalides.fr

La première partie présente les différents types de composants prothétiques existants ainsi que leurs limites. Dans la seconde partie sont décrits les travaux de recherche menés au Centre d'études et de recherche sur l'appareillage des handicapés (CERAH) et liés à l'analyse du la marche des personnes amputées.

Partie 1. Fonctionnalités habituelles et améliorations récentes des appareillages de membres inférieurs

La prothèse de membre inferieur a pour objectif de restituer l'intégrité anatomique, de rétablir la station debout et la marche sur tout terrain. Toute prothèse de membre inferieur est constituée d'une interface (emboiture ou implant d'ostéointégration) entre le membre résiduel (moignon) et la prothèse, de pièces intermédiaires (tube), d'articulations de cheville et/ou de genou et d'un effecteur terminal assurant le contact avec le sol (pied).

L'emboiture permet la commande du mouvement, la transmission des efforts et des sensations proprioceptives. Elle est réalisée sur moulage orienté (ischion intégré, moulage tibial par strapping ou par système à pression…) qui doit permettre la prévention de toute blessure du moignon et assurer l'efficacité de la marche.

Le genou prothétique doit assurer deux fonctions contradictoires : la stabilité et la mobilité. Le genou doit être stable en phase d'appui pour supporter le poids du patient puis il doit fléchir rapidement pour assurer la phase oscillante (passage du pas). Chez les patients amputés fémoraux, les genoux prothétiques conventionnels permettent le passage de la phase d'appui à la phase oscillante, sans permettre pour autant de faire varier la vitesse de retour du pas ou l'instant de déverrouillage du genou. Pour ces dispositifs, le genou déverrouillé n'oppose plus aucune résistance au mouvement : un déverrouillage au mauvais moment peut entrainer la chute.

Les genoux plus récents permettent d'améliorer les fonctionnalités de la phase d'appui et de la phase oscillante, notamment grâce à l'ajout de composants électroniques. Ces genoux visent à reproduire la marche physiologique dans toutes ces composantes : marcher, piétiner, reculer, pivoter, monter et descendre des pentes, monter et descendre des escaliers à pas alternés, passer un obstacle. Ils assurent une symétrie et une rapidité de la marche à un coût énergétique moindre, avec absorption des chocs et réduction des mouvements de compensation dans les segments sus-jacents du corps.

Les pieds prothétiques dits à restitution d'énergie, en composite de carbone, se déforment pour amortir l'attaque du talon. L'énergie absorbée dans ce premier temps est restituée lors du décollement du talon, recréant ainsi une phase de propulsion. Des lames spécifiques à chaque sport permettent de reprendre une activité de loisirs ou de compétition. Les performances des athlètes para-olympiques en sont le meilleur exemple.

L'apparition des chevilles électroniques combinées aux genoux de haute technologie répondent à la demande croissante du patient de marcher sur tous terrains en toute sécurité. Afin de pouvoir améliorer les composants prothétiques, il est nécessaire de mieux connaitre leurs conditions d'utilisation (position au court du cycle de la marche, efforts exercés …) dans les différentes situations rencontrées. C'est sur ce point particulier que la recherche sur l'analyse de la marche des personnes amputées prend toute son importance.

Partie 2. Recherche au CERAH : l'analyse de la marche en situations contraignantes

Contexte

Le CERAH mène depuis 2002 des travaux de recherche sur l'analyse de la marche des sujets amputés de membre inférieur, en collaboration avec le Laboratoire de biomécanique d'Arts et Métiers ParisTech (Paris) (1, 2). La contribution du CERAH à cette thématique de recherche s'effectue aujourd'hui au travers du projet « Appareillage des personnes amputées de membre inférieur dans les situations contraignantes de la vie courante » (APSIC), lancé en 2010 et financé par le programme TECSAN de l'Agence nationale de la recherche. Ce projet s'effectue en partenariat avec le fabricant de composants prothétiques PROTEOR© (Seurre), le Laboratoire de biomécanique d'Arts et Métiers ParisTech (LBM, Paris) et l'Institut régional de médecine physique et de réadaptation (IRR, Nancy).

Si la marche sur sol horizontal reste une des situations les plus communément rencontrées par les personnes amputées, ces dernières doivent également faire face à des situations plus contraignantes dans leurs activités quotidiennes. La marche en pente, en dévers ou dans des escaliers sont en effet autant de situations difficilement réalisables avec les composants prothétiques actuels. Ces situations doivent être mieux connues afin d'identifier les fonctions nécessaires à la réalisation de chaque tâche et ainsi améliorer les composants prothétiques et les protocoles de rééducation. L'objectif du projet APSIC est donc d'améliorer l'appareillage et la rééducation des personnes amputées de membre inférieur et plus particulièrement dans les situations contraignantes telles que la marche en pente, en dévers ou dans des escaliers.

Analyse bibliographique

Peu d'études se sont intéressées à la marche des sujets amputés en situations contraignantes telles que la pente, le dévers ou les escaliers. Seules quelques-unes concernent la marche en pente (3-6). Les auteurs de ces études ont analysé par exemple le comportement de composants prothétiques en pente ou l'impact de l'adaptation sur différents paramètres de la marche. Concernant la descente d'escaliers, seules deux études ont analysé le comportement de composants prothétiques (7, 8). Jusqu'à présent, un seul auteur a étudié la marche en dévers et a observé des modifications dans le plan frontal lors de l'adaptation à cette situation chez les sujets asymptomatiques (9). Aucune étude, à la connaissance des auteurs, n'a permis l'analyse simultanée de

l'ensemble de ces situations pour une même population. De plus, le manque de données sur des populations conséquentes limite également la compréhension de ces situations. Il est à noter que toutes ces études utilisent l'analyse quantifiée de la marche comme outil de recherche.

L'analyse quantifiée du mouvement comme outil de recherche

Pour apprécier les capacités de locomotion d'un patient, l'œil de l'expert est incontournable. Cependant, le regard humain n'a pas accès aux données permettant de quantifier l'évolution de la locomotion d'un patient dans le temps. Par ailleurs, il est difficile de préciser à l'œil nu la contribution exacte de chaque articulation. L'analyse quantifiée du mouvement est un outil permettant l'étude segment par segment d'un mouvement à l'aide de paramètres quantitatifs. Il est possible d'accéder à des paramètres tels que les angles articulaires, les efforts inter-segmentaires ou les puissances articulaires. Cet outil est applicable à de nombreux domaines différents : diagnostic de marche, rééducation, aide au geste chirurgical, optimisation du mouvement sportif, ergonomie et même animation (cinéma, industrie, vidéo ludique). Ce système est utilisé au CERAH à la fois dans la prise en charge thérapeutique de patients mais également dans une activité de recherche sur l'analyse de la marche.

L'analyse quantifiée du mouvement nécessite un système de capture du mouvement, qui peut être optique, magnétique, ultrasonore ou accélérométrique. Ces systèmes mesurent la position et l'orientation d'un solide dans l'espace, à chaque instant. Appliqués au vivant, ces systèmes permettent de quantifier la cinématique et la dynamique d'un sujet au cours de la marche. Le système utilisé par le CERAH est dit optoélectronique. Des marqueurs passifs (billes réfléchissantes) sont placés sur certains points anatomiques du patient (fig. 1). Leur mouvement est enregistré grâce à des caméras infrarouges. Connaissant la position au cours du temps des points anatomiques, il est alors possible de calculer la position au cours du temps des repères anatomiques segmentaires et d'en déduire la cinématique de chaque segment (fig. 2). L'analyse cinématique segmentaire permet de quantifier les paramètres spatio-temporels de la marche (longueur de pas, vitesse de marche,…) mais aussi l'évolution des angles articulaires. La mesure cinématique est fréquemment couplée à une mesure dynamique par des systèmes de mesure d'effort. Pour l'analyse de la marche, la mesure des efforts au sol est effectuée à l'aide de plate-formes de force fixées au sol mesurant les six composantes des actions mécaniques exercées par le sujet sur le sol. Le couplage des mesures cinématiques et dynamiques permet de quantifier les actions inter-segmentaires, au travers d'une modélisation segmentaire et en utilisant la méthode de « dynamique inverse ». Afin d'appliquer cette méthode, le sujet est modélisé par un ensemble de corps rigide (fig. 3) (10). En connaissant les efforts extérieurs sur la partie distale de chaque segment, ainsi que son poids et sa dynamique, les efforts extérieurs sur la partie proximale de ce segment peuvent être estimés. La dynamique inverse permet notamment de quantifier les moments articulaires et les puissances articulaires au cours du mouvement.



Figure 1. Sujet équipé de marqueurs réfléchissants.

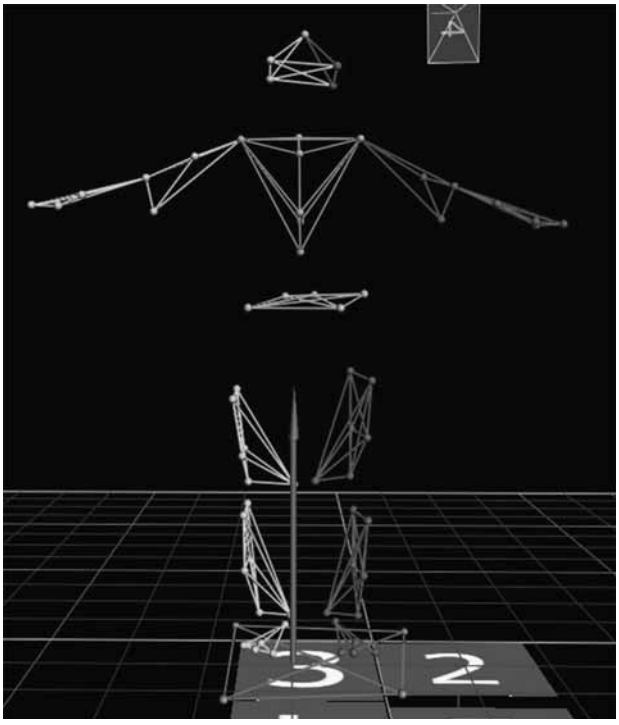


Figure 2. Enregistrement cinématique d'un sujet.

DOSSIER

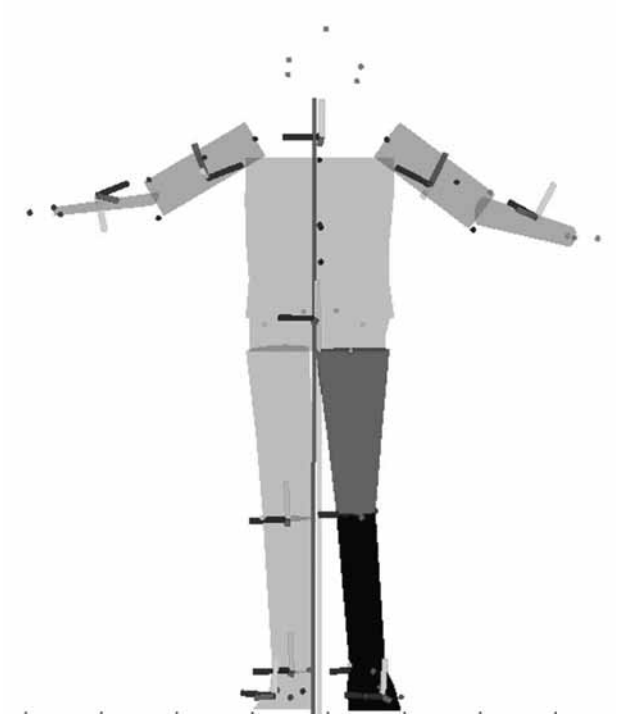


Figure 3. Modèle segmentaire d'un sujet.

Matériels et Méthodes

Trois populations différentes sont analysées : des sujets asymptomatiques (groupe contrôle) (30 sujets prévus), des patients amputés transtibiaux (25 sujets prévus), des patients amputés transfémoraux (25 sujets prévus). Chaque sujet est équipé d'un ensemble de marqueurs réfléchissants selon les recommandations de l'ISB (International Society of Biomechanics) (fig. 1) (11, 12). Des ancillaires sont utilisés pour réduire l'erreur de mesure pour les segments : fémur droit, fémur gauche, tibia droit et tibia gauche. La cinématique de chaque sujet est enregistrée à une fréquence de 100Hz par un système optoélectronique VICON® composé de huit caméras infrarouges (fig. 2, 3). Les efforts au sol sont enregistrés à une fréquence de 1000Hz par des plateformes de forces AMTI. Au cours d'une même session, chaque sujet réalise des enregistrements pour les situations suivantes : marche sur sol horizontal, marche en dévers avec pied droit en amont, marche en dévers avec pied droit en aval, montée de pente douce, descente de pente douce, montée de pente forte, descente de pente forte, montée d'escaliers, descente d'escaliers (fig. 4-6). Les sujets amputés réalisent également un bilan clinique préalablement à l'enregistrement des données. L'ensemble d'une session d'acquisition dure 3h pour un sujet. Pour chaque situation, des modules démontables ont été réalisés pour reproduire en laboratoire les conditions de marche. Pour chaque enregistrement, les paramètres cinématiques et dynamiques sont quantifiées selon la méthode de dynamique inverse décrite précédemment.

Résultats préliminaires

Le projet étant toujours en cours de réalisation, seuls des résultats préliminaires portant sur le comportement de la cheville en montée et descente de pente sont présentés dans cette partie (13).



Figure 4. Acquisition durant la marche sur sol plat d'un sujet amputé transtibial.



Figure 5. Acquisition durant la marche sur dévers.



Figure 6. Acquisition durant la descente de pente forte.

En observant le comportement de la cheville au cours de la marche à plat, de montée et descente de pente forte, des premiers résultats originaux ont pu être obtenus. La notion de raideur de cheville peut se définir comme l'effort à fournir pour faire pivoter le pied d'un certain angle, par rapport au tibia (Équation 1). Des raideurs peuvent être définies pour chaque mobilité dans chaque articulation. La raideur en flexion de la cheville peut être déduite du couple de flexion de la cheville (normalisé par la masse des sujets, en Nm/kg), et de son angle de flexion, calculés grâce aux outils d'analyse du mouvement.

Équation 1

$$Raideur_(Nm/°kg) = \frac{couple_de_flexion_(Nm/kg)}{angle_de_flexion_(°)}$$

Le couple de flexion est tracé en fonction de l'angle de flexion sur la figure 7 pour le groupe contrôle. La raideur de la cheville sera la pente (en gras sur la figure 7) de la courbe d'évolution du couple de flexion de la cheville en fonction de l'angle de la flexion de la cheville.

Les courbes montrent une modification de la raideur de cheville en fonction de la situation. En prenant la marche sur sol plat comme référence, il est observé que la raideur de cheville est plus élevée en montée de pente et plus faible en descente de pente. Ceci traduit chez les sujets asymptomatiques une adaptation de la cheville saine en fonction de la situation, chez les sujets asymptomatiques. Contrairement à ce qui est observé pour le groupe contrôle, la raideur de cheville du pied prothétique chez un sujet amputé transtibial (fig. 8) montre une faible variation entre les différentes situations. L'adaptation de la raideur de la cheville au type d'environnement de locomotion, constatée chez les sujets sains, n'a pas été observée chez ce sujet amputé transtibial.

Discussions

L'exemple des résultats présentés montre l'identification d'une fonctionnalité chez le sujet sain permettant l'adaptation de la marche à la montée et descente de pente. Il a été montré que l'adaptation à la marche en pente s'effectuait en partie par une modification de la flexion de cheville en début d'appui (14).

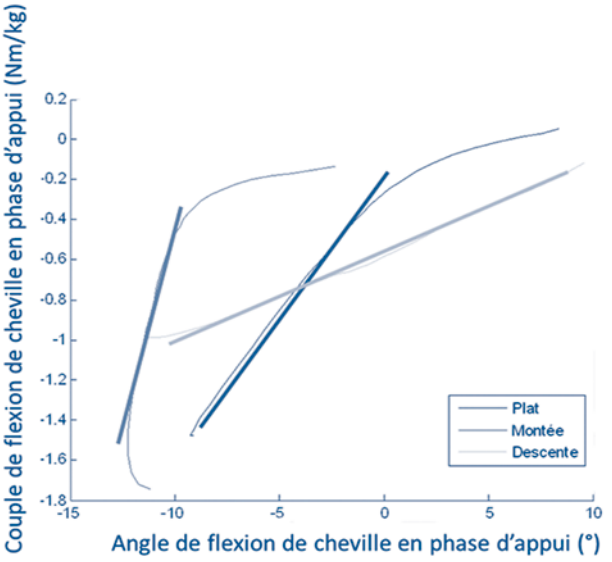


Figure 7. Couple normalisé de flexion de cheville en fonction de l'angle de flexion au cours de la phase d'appui pour les sujets asymptomatiques.

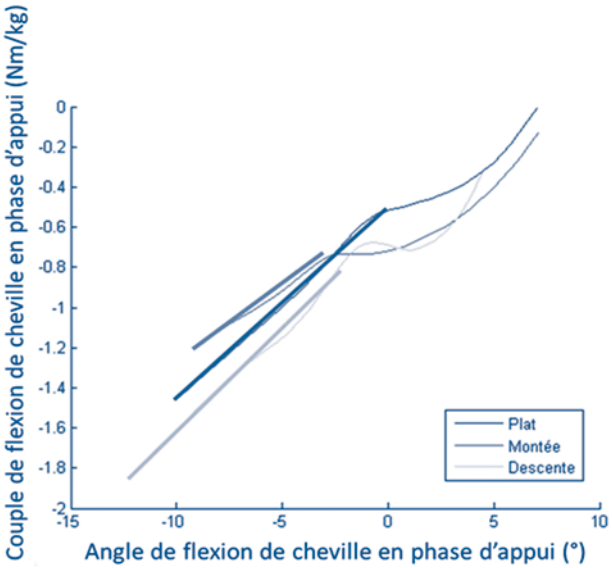


Figure 8. Couple normalisé de flexion de cheville en fonction de l'angle de flexion au cours de la phase d'appui pour un pied prothétique chez un patient amputé transtibial.

Les résultats présentés ici suggèrent qu'il existe également une modification du comportement mécanique de la cheville entre la montée et la descente de pente. La diminution de raideur en descente de pente signifie que la cheville offre plus de mobilité à efforts équivalents. La montée de pente au contraire montre une augmentation de la raideur se traduisant par une mobilité plus faible, à efforts équivalents. Dans l'exemple précédent, on remarquera que la conception du pied prothétique n'a pas permis une modification de la raideur suffisante en fonction de la situation rencontrée. L'appareillage du patient limite donc sa locomotion, indépendamment des capacités physiques et de marche du patient, qui devra

développer une stratégie de locomotion différente de celle des sujets sains, et certainement moins efficace.

Les résultats préliminaires présentés concernent la marche en pente. Cependant la même démarche est appliquée à chaque situation avec d'une part la comparaison des populations amputées au groupe de contrôles et d'autre part la comparaison de la marche en situations contraignantes à la marche sur sol horizontal. De la même manière, il est attendu l'identification de fonctionnalités spécifiques à l'adaptation dans chaque situation étudiée. L'analyse des résultats, en collaboration avec l'ensemble des acteurs liés à la prise en charge des patients amputés, devra permettre de proposer d'une part de nouveaux critères d'évaluation et d'autre part de nouvelles solutions pour améliorer la marche dans ces situations. Ces solutions peuvent être technologiques, par la prise en compte de nouvelles fonctionnalités dans la conception de composants prothétiques faisant appel au fabricant de prothèses. Mais elles peuvent également se traduire par de nouveaux protocoles de rééducation, travaillant sur des fonctions spécifiques, permettant à la personne amputée de s'adapter plus facilement aux situations contraignantes. L'ensemble de ces solutions contribuera à augmenter l'autonomie d'une personne amputée et permettra de diminuer les restrictions de participation liées à son handicap.

Conclusion

L'amputation d'un membre inférieur entraîne une limitation majeure des activités d'une personne, altérant tous les aspects sociaux, professionnels et familiaux de sa vie. La rééducation et l'appareillage ont pour objectif de faire recouvrer une autonomie de marche au patient. Les nouveaux composants proposent de plus en plus de fonctionnalités et deviennent de plus en plus adaptables à différentes situations de la marche. Cependant, la marge de progrès des appareillages prothétiques reste encore très importante, vu les nombreuses limitations rencontrées par les personnes amputées dans leurs déplacements.

Les recherches présentées utilisent les outils d'analyse quantifiée du mouvement pour améliorer la compréhension de la marche des personnes amputées de membre inférieur. Ces outils permettent de mesurer et de calculer les évolutions des positions, vitesses, angles, vitesses angulaires et efforts articulaires au cours de la marche. Pour cela, la marche d'une cohorte de sujets sains dans différentes situations contraignantes est analysée dans un premier temps. Dans un deuxième temps une cohorte de patients amputés, tant tibiaux que fémoraux, est étudiée. Les premiers résultats montrent une modification du comportement de la cheville chez le groupe contrôle entre les marches sur sol horizontal, en montée et en descente de pente. Cette fonctionnalité doit être reproduite par les composants prothétiques, s'ils veulent imiter le fonctionnement du membre sain. En suivant des démarches similaires, les autres résultats de ces travaux contribueront d'une part à l'amélioration des composants prothétiques par l'identification de nouvelles fonctionnalités à remplir et d'autre part à l'amélioration des protocoles de rééducation en identifiant les stratégies d'adaptation à utiliser dans les situations étudiées.

La collaboration entre le CERAH et l'ensemble des partenaires du projet APSIC (la société PROTEOR©, le Laboratoire de Biomécanique d'Arts et Métiers ParisTech et l'Institut Régional de médecine physique et de Réadaptation de Nancy) souligne la nécessité d'aborder la problématique de la marche de la personne amputée dans sa globalité, par des projets collaboratifs regroupant l'ensemble des acteurs liés à la prise en charge des patients amputés.

Remerciements : les auteurs remercient M. C. Sauret du CERAH, M^me^. C. Villa du LBM, M. X. Bonnet de PROTEOR©, M. J. Paysant, M. N. Martinet, M^me^. C. Billon, M^me^. N.Rapin de l'IRR.

Les auteurs ne déclarent pas de conflit d'intérêt concernant les données présentées dans cet article.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Goujon H. Analyse de la marche de l'amputé fémoral. Paris : Arts et Métiers ParisTech ; 2006 :251.
2. Bonnet X. Mise en situation numérique et expérimentale de composants prothétiques pour l'appareillage de personnes amputées du membre inférieur. Paris : Arts et Métiers ParisTech ; 2009 :176.
3. Bellmann M, Schmalz T, Blumentritt S. Comparative biomechanical analysis of current microprocessor-controlled prosthetic knee joints. Clinical implications of basic research 2010;91:644-52.
4. Fradet L, Alimusaj M, Braatz F, Wolf SI. Biomechanical analysis of ramp ambulation of transtibial amputees with an adaptive ankle foot system. Gait & Posture, 2010.
5. Vickers DR, Palk C, McIntosh AS, Beatty KT. Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: a biomechanical analysis. Gait Posture, 2008; 27:518-29.
6. Vrieling AH, Van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Halbertsma JPK, Hof AL, et al. Uphill and downhill walking in unilateral lower limb amputees. Gait & Posture, 2008;28:235-42.
7. Bae, T S, Choi K, et al. Dynamic analysis of above-knee amputee gait. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2007;22: 557-66.
8. Schmalz T, Blumentritt S, et al. Biomechanical analysis of stair ambulation in lower limb amputees. Gait Posture 2007;25: 267-78.
9. Dixon PC, Pearsall DJ. Gait dynamics on a cross-slope walking surface. J Appl Biomech. 2010 Feb;26:17-25.
10. Pillet H, Bonnet X, Lavaste F, Skalli W. Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of two anthropometric models. Gait & Posture 2010;31:147-52.
11. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion – part I: ankle, hip, and spine .J Biomech. 2002 Apr;35:543-8.
12. Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion – Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. J Biomech. 2005 May;38:981-92.
13. Villa C, Pillet H, Bonnet X, Sauret C, Fodé P, Lavaste F. Évaluation préliminaire de la cinématique de la cheville en phase d'appui pendant la montée et la descente d'un plan incliné. Comparaison des sujets amputés trantibiaux et des sujets asymptomatiques. ISPO-France 2011.
14. Williams RJ, Hansen AH, Gard SA. Prosthetic ankle-foot mechanism capable of automatic adaptation to the walking surface. J Biomech Eng. 2009; Mar; 131(3).